

# **Einfluss der Scanparameter auf das Abbildungsergebnis bei der CT-Angiographie**

Regina Helena Weber

Aus dem Institut für Klinische Radiologie  
der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. M. Reiser

Einfluss der Scanparameter auf das Abbildungsergebnis bei der  
CT- Angiographie

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Regina Helena Weber

aus Gräfelfing

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig- Maximilians- Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. M. Reiser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. K. Hahn  
Prof. Dr. med. K.O. Schneider

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. W. Luboldt

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 28. November 2002

## **Einfluss der Scanparameter auf das Abbildungsergebnis bei der CT-Angiographie**

1. Einleitung und Zielsetzung	1
2. Grundlagen der Computertomographie	4
2.1. Physikalische Grundlagen	4
2.2. Spiral-CT	7
2.3. Bildrekonstruktion	9
2.4. CT-Angiographie	11
2.5. Klinische Bedeutung	12
2.6. Kontrastmittel	13
2.7. Strahlenbelastung	16
3. Material und Methodik	17
3.1. Phantommodell, Aufbau, Funktionen	17
3.2. Versuchsaufbau und –verlauf	19
3.3. Untersuchte Parameter	20
3.4. Auswertung	21
4. Ergebnisse	24
4.1. Ergebnisse der visuellen Auswertung bezüglich der Bildqualität und der Klassifikation von Stenosen	24
4.2. Parameterbezogene Auswertung	26
4.2.1. Inkrement	27
4.2.2. Röhrenstrom	28
4.2.3. Röhrenspannung	28
4.2.4. Interpolationsalgorithmus	31
4.2.5. Tischvorschub	32
4.2.6. Schichtdicke	34
4.2.7. Kontrastmitteldichte	36
4.2.8. Winkelstellung der Gefäße	37

5. Diskussion	39
5.1. Diagnostische Aussagekraft	39
5.2. Grenzen der Methodik hinsichtlich der Übertragung in die klinische Anwendung	46
6. Zusammenfassung	52
7. Literatur	54
8. Abbildungsverzeichnis	64
9. Tabellenverzeichnis und Ergebnistabellen	65
10. Danksagung	75
11. Lebenslauf	76

## **1. Einleitung**

Die Einführung der Spiral Computer Tomographie (CT) im Jahre 1989 überwand durch die Möglichkeit der kontinuierlichen Datenerfassung während einer Atemphase zahlreiche Qualitätsmängel der konventionellen CT. Das sequentielle, konventionelle CT basiert auf der Erstellung von diskreten Schichten. Die Tischverschiebung und die Atemkommandos nach jedem Scan verlangsamten den Aufnahmeprozess und erlauben somit nur eine mäßige Erfassung des Kontrastmittelbolus (Kalender et al. 1990). Die Qualitätsmängel bestehen v.a. aus atem- und bewegungsbedingten Unterbrechungen und deutlich erkennbaren Stufen von Schicht zu Schicht. Durch unterschiedliche Inspirationstiefen während des Scans besteht die Gefahr, dass kleine Details wie z.B. Leberläsionen zwischen den Schichten liegen und damit nicht erfasst werden.

Die Spiral-CT erfolgt als sogenannter Volumenscan. Sie basiert auf spiralförmiger, kontinuierlicher Datenakquisition mit mehr oder weniger beliebiger Schichtrekonstruktion. Die Datenerfassung erfolgt innerhalb kurzer Zeit (20- 30 sec) und kann somit innerhalb einer Atempause erfolgen. Außerdem kann der Kontrastmittelbolus im jeweiligen Untersuchungsgebiet optimal erfasst werden. Nach der Interpolation der Rohdaten wird die Bildrekonstruktion durchgeführt. Danach erfolgt die Einzelschichtbetrachtung.

Die herkömmlichen vielseitigen Anwendungsmöglichkeiten umfassen die Suche nach Läsionen (Heywang- Koebrunner 1992), orthopädische Problemstellungen (Hirschfelder 1992) und kontrastmittelunterstützte Organuntersuchungen (Costello 1992, Remy-Jardin 1992). Ein wichtiges Teilgebiet dieser neuen Technologie stellen die Gefäßuntersuchungen dar. Anfängliche Studien von Gmeinwieser (1991), Bautz (1991) und Wunderlich (1991) führten schließlich zur Einführung des Begriffs Computer Tomographie Angiographie (CTA). Durch intravenöse Applikation von Kontrastmitteln können Dichteunterschiede verdeutlicht werden, d.h. die Organe besser abgegrenzt und pathologische Prozesse und ihre Differentialdiagnose sicherer erkannt werden.

Die Beurteilung der CTA wird durch "multi projection volume reconstruction" (MPR), Maximal-Intensitäts-Projektion (MIP) und "surface-shaped display" (SSD) erleichtert.

Die Erkennung von arteriosklerotischen Veränderungen in Arterien, die posttherapeutische Kontrolle nach Angioplastien oder gefäßchirurgischen Eingriffen und die Beurteilung von Gefäßanastomosen nach transplantationschirurgischen Eingriffen sind wichtige Anwendungsgebiete, welche von der nichtinvasiven Darstellung und der kurzen Untersuchungszeit profitieren.

Die vielen verschiedenen Möglichkeiten, Gefäßaufnahmen zu erstellen, erfordern Untersuchungsprotokolle, um die Darstellung in ihrer Qualität möglichst zu optimieren und zusätzlich die Strahlenbelastung für die Patienten so gering wie möglich zu halten. Fehler in der Wahl der Aufnahmeparameter bei der CTA führen zu falschen Beurteilungen von Gefäßen, z.B. hinsichtlich der Diagnose von Stenosen und Kinking.

Das Ziel dieser Studie war die Auswertung der Genauigkeit von 3D-Abbildungsverfahren der CT-Angiographie für die Erkennung von Gefäßverengungen. Zusätzlich wurde die Auswirkung von Gefäßproportionen und Aufnahmeparametern auf die Korrektheit der resultierenden Aufnahmen evaluiert. Um die Aufnahmeparameter bei der Anwendung von 3D-Abbildungsverfahren (hier der Maximal-Intensitäts-Projektion) zu untersuchen, wurde ein spezielles Röntgengefäßphantom für CT-Geräte entwickelt. Das Phantom besteht aus jeweils 5 langstreckigen (8 mm) und 5 kurzstreckigen (4 mm) Stenosen unterschiedlichen Grades. Folgende Aufnahmeparameter wurden untersucht und bewertet:

- Einblendung (Schichtdicke oder Kollimation)

- Verhältnis Tischvorschub/ Schichtdicke (Pitch)

- Inkrement (Rekonstruierte Schichtdicke)

- Rekonstruktionsalgorithmus

- Röhrenspannung

- Röhrenstrom

- Winkelstellung der Gefäße im Phantom

- Kontrastmitteldichte.

Die Auswertung der transversalen 3D-Reformationen von 214 Kombinationen erfolgte qualitativ anhand von Kantenschärfe, Erkennbarkeit und Klassifikation der Stenosegrade. In zwei Experimenten wurden jeweils verschiedene Parameter konstant gehalten, während ein Parameter variiert wurde, um dessen Einfluss und die optimale Größe zu ermitteln.



## 2. Grundlagen der Computertomographie

### 2.1 Physikalische Grundlagen

Die Computertomographie (CT) ist ein Verfahren zur Herstellung von Querschnittsbildern des Körpers mit Hilfe von Röntgenstrahlen. Sie ermöglicht die Sammlung von genügend Daten (=Schwächungsprofile) einer Region aus verschiedenen Richtungen, um die räumliche Anordnung der absorbierenden Strukturen zu erfassen. Nötig dazu sind drei grundlegende Elemente:

1. eine Röntgenröhre mit Detektorsystem zur Bilddatenerfassung  
= Abbildungssystem,
2. eine Rechneranlage zur Gerätesteuerung und zur Rekonstruktion der CT-Wertematrix  
= Rekonstruktionssystem,
3. ein Monitor zur Bildwiedergabe und Systeme zur Bildarchivierung  
= Betrachtungssystem.

Voraussetzung für den kontinuierlichen spiraligen Umlauf ist die Verbindung von Röntgenröhren- und Detektorsystem mit der Rechneranlage bzw. mit der Stromversorgung mittels "slip-ring" (Schleifring) Verfahren. Die bisherige Verbindung mit Elektrokabel zwang zu oszillierenden Bewegungen von Röhren- und Detektoreinheit, weil nach jeder Verschlingung der Kabel das Zurückdrehen nötig war. Dies führt zu abrupten Geschwindigkeits- und Richtungsänderungen, die 5 sec bis 10 sec Zeit zwischen den Aufnahmen beanspruchten. Die neue Schleifringtechnologie basiert auf stillstehenden Ringen innerhalb der Röhre, die verschiedene Verbindungen schaffen: Eine Verbindung überträgt Hochspannung auf Röhre und Detektor, eine ermöglicht den konstanten Datentransport vom Detektor zum Rechner und weiterhin besteht eine Versorgung des Kontrollsystems mit Niedrigspannung.

Das Detektorfeld besteht aus mehreren Einheiten. Als Detektoren finden Xenon-Ionisationskammern, Halbleiter oder Szintillationskristalle Verwendung. Bei allen Detektortypen werden letztlich die einfallenden Röntgenquanten in elektrische

Ströme umgewandelt. Die zu untersuchende Schicht wird von einem fächerförmigen Strahl getroffen, während auf der gegenüberliegenden Seite die abgeschwächten Röntgenstrahlen vom Detektor erfaßt werden. Dabei wird von Röhre und Detektor eine Rotation um  $360^\circ$  vollzogen. Die kürzeste Meßzeit für eine Spirale, also einen Umlauf, beträgt 0,75 sec. Bei der Spiral-CT werden diese Rotationen nun lückenlos auf eine Länge von bis zu 150 cm aneinander gesetzt. Dies geschieht dadurch, daß das Untersuchungsprojekt kontinuierlich im Strahlengang verschoben wird. Es ergibt sich somit aus der Rotation von Röhre und Detektor um das gleichmäßig bewegte Untersuchungsobjekt eine spiral- oder helixförmige Bahn des Fokus. Die Strecke, um die der Patient pro  $360^\circ$ -Umlauf bewegt wird, wird als Tischvorschub bezeichnet. Der Tischvorschub und die Schichtdicke bestimmen das Scanvolumen. Das Verhältnis von Tischvorschub zu Schichtdicke bezeichnet man als Pitch (Pitch = Tischvorschub / Schichtdicke).

Die registrierten Schwächungsprofile werden normiert und analog/digital gewandelt an den Rechner übertragen. Der Rechner berechnet aus den Rohdaten mit Hilfe aufwendiger Algorithmen (Fouriertransformation) wie Faltung und Rückprojektion die Absorptionswerte (CT-Werte) der einzelnen Bildpunkte (Bildaten, "Pixel"). Das Pixel ist das kleinste Bildelement des Computertomogramms. Es charakterisiert je nach verwendeter Größe des Abtastfeldes und je nach Bildmatrix einen bestimmten Anteil der dargestellten Querschnittsfläche. Unter Berücksichtigung der verwendeten Schichtdicke repräsentiert das Bildelement zugleich ein Gewebeelement, dessen Volumen durch Schichtdicke, Matrixgröße und Scanfelddurchmesser definiert ist. Ein Bildelement repräsentiert unter diesen Bedingungen also ein Volumenelement oder auch genannt "Voxel" (Technik der Computertomographie / Handbuch). Jedes Voxel ist durch einen Zahlenwert charakterisiert, dem Dichtewert, und entspricht der durchschnittlichen Schwächung eingebrachter Röntgenstrahlung durch das in ihm enthaltene Gewebe. Dieser Dichtewert steht in direkter Beziehung zum Schwächungskoeffizienten, einer von mehreren Faktoren abhängigen, die Absorption von Röntgenstrahlung kennzeichnenden Gewebekonstanten.

Das Empfindlichkeitsprofil gibt an, mit welchem Kontrast ein in Schichtrichtung extrem dünnes Objektdetail in Abhängigkeit von seiner Lage, längs einer zur

Systemachse parallelen Richtung, abgebildet wird (Polacin et al.1992). Das Schichtempfindlichkeitsprofil besitzt im Idealfall, der wegen der endlichen Größe des Röntgenröhrenfokus von ca. 1- 2 mm nie zu erreichen ist, eine Rechteckform (Englmeier et al. 1996). Diese Form wird in der CT durch röhren- und detektornahe Einblendung in ausreichender Näherung erreicht. Allerdings werden durch die mit der spiralförmigen Volumenaufnahme bedingte Fortbewegung des Objekts diese Profile abhängig von der Geschwindigkeit des Tischvorschubs unterschiedlich stark verschliffen. Die Schichtdicke, definiert als die Halbwertsbreite des Empfindlichkeitsprofils, wird dadurch bei einem Vorschub, welcher der nominellen Schichtdicke entspricht, effektiv um einen Faktor 1,28 verbreitert (Kalender 1990).

Tab.1: Effektive Schichtdicke in Abhängigkeit von der Vorschubgeschwindigkeit bei nomineller Schichtdicke 10 mm

Vorschubgeschwindigkeit (mm/sec)	Effektive Schichtdicke (mm)
0	10
2	10
5	10,2
8	11,4
10	12,8

Der Dichtewert wird in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben. Alle Dichtewerte sind dem Schwächungsgesetz unterliegende, willkürlich festgesetzte Relativwerte. Mit Luft (= -1000 HU) und Wasser (= 0 HU) sind die Fixpunkte der Dichteskala definiert. Dies ist unabhängig von der Röhrenspannung. Kompakter Knochen entspricht in etwa >400 HU in der CT-Werteskala. Fettgewebe entspricht in etwa -80 HU. Insgesamt reicht die Dichteskala nach Hounsfield von -1000 HU bis +4000 HU.

Bei der Bildwiedergabe wird jeder der ermittelten CT-Werte entsprechend seiner Größe einem bestimmten Grauwert zugeordnet. Da die gesamte Dichteskala von ca. 5000 HU innerhalb eines Bildes das visuelle Unterscheidungsvermögen des Menschen übersteigt wird nur ein begrenzter, variabler CT-Wertebereich, das sogenannte Fenster, dem gesamten Grauwerteumfang des Monitors zugeordnet.

Dichtewerte oberhalb der Fensterobergrenze werden weiß, unterhalb des Fensters werden sie schwarz dargestellt. Die Fensterlage und -breite hängt von der entsprechenden Untersuchungsregion und der Fragestellung ab und wird willkürlich ausgewählt.

Schmale Fenster führen zu einer kontrastreichen Darstellung. Allerdings bergen sie jedoch die Gefahr, dass Strukturen außerhalb der Fensterbreite unzureichend dargestellt und übersehen werden. Breite Fenster dagegen vermindern den Kontrast, da sie geringe Dichteunterschiede homogenisieren und somit auch maskieren (Dix 1997).

## 2.2 Spiral - CT

Bei der Bildrekonstruktion eines beliebigen 360°-Spiralsegments aus der gesamten Aufnahmespirale ergeben sich notwendigerweise Artefakte, da zu Beginn des Segments eine andere Ebene erfasst wird als am Ende. Dabei entspricht der Abstand zwischen den Schichten genau dem Tischvorschub in mm, um dessen Betrag sich das Objekt relativ zum Fokus bewegt hat (Kalender 1994). Stellt man einen Tischvorschub von 0 mm ein, so geschieht ein Kreisumlauf, welcher einem Sequenzscan entspricht. Bei einem Tischvorschub  $> 0$  mm erfolgt ein Spiralumlauf, wobei die "Höhe" oder "Spannweite" der Spirale (=1 Umlauf) dem Tischvorschub entspricht. Würden diese Bilder herkömmlich rekonstruiert ergäben sich Artefakte, die erwartungsgemäß den erwarteten Bewegungsartefakten gleichen würden. Aus diesem Grund wird bei der Spiral-CT ein spezieller Bildrekonstruktionsalgorithmus verwendet, der es ermöglicht, aus den spiralförmig akquirierten Rohdaten solche Daten zu errechnen, die bei herkömmlicher, planarer Schichtung erzielt worden wären. Dies wird über lineare Interpolation zwischen den Meßdaten, die bei gleicher Winkelstellung an der Röhren-/ Detektoreinheit erhoben wurden, erreicht werden (Kalender 1990,1991).

Dies ist bei bekanntem Winkel  $\alpha$  und Tischposition  $z$  mit folgender Ableitung möglich:

$\alpha$ : Winkel

$z$ : Tischposition

$z'$ :  $z$  + ein Umlauf

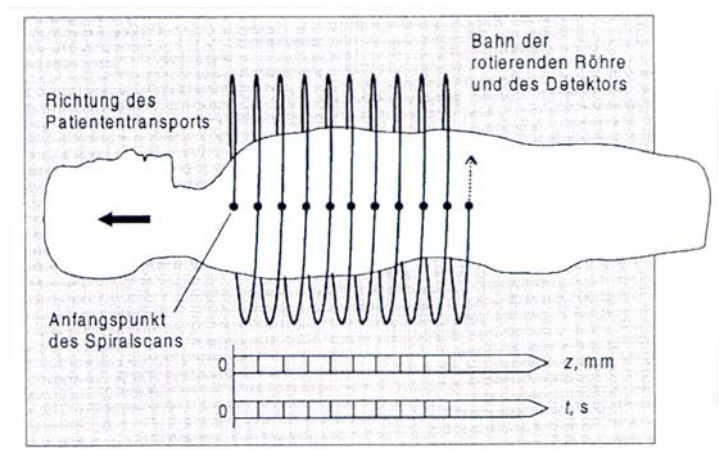
$d$ : Tischvorschub

$$G(1) P_z(i, a) = (1-w) \times P_{z'}(i, a) + w \times P_{z'+d}(i, a).$$

$z'$  stellt die Tischposition dar, bei welcher der Winkel  $a$  letztmals vor Erreichen der Tischposition  $z$  eingenommen wurde.  $P_{z'}(i, a)$  und  $P_{z'+d}(i, a)$  sind die an dieser Position und  $360^\circ$  später gemessenen Werte. Der Wichtungsfaktor  $w$  ergibt sich als  $(z-z')/d$ , wobei  $d$  den Tischvorschub in mm pro  $360^\circ$  Umlauf darstellt.

Aus diesem Rechenalgorithmus ergibt sich direkt, daß eine minimale Aufnahmedauer von  $2 \times 360^\circ$  erforderlich ist und keine Transversalschicht aus dem ersten und dem letzten  $360^\circ$  -Spiralsegment rekonstruiert werden kann. Die Bilddaten aus diesen Randsegmenten werden zwar zur Berechnung der entsprechenden Bilder genutzt, die Rekonstruktionsstrecke verkürzt sich dadurch aber um den Tischvorschub von zwei  $360^\circ$  - Umläufen.

Abb. 1: Das Aufnahmeprinzip der Spiral-CT



Die maximale Rekonstruktionsstrecke  $R$  einer Spirale ergibt sich aus der Formel

$$R = (n-2) \times d,$$

wobei  $d$  den Tischvorschub in mm/s und  $n$  die Zahl der  $360^\circ$  - Rotationen darstellt.

In dem in Abbildung 1 gezeigten Beispiel sind dies die Tischpositionen von 10 mm bis 110 mm. Bei einer Scanzeit von 20 sec beträgt die maximale Rekonstruktionsstrecke einer Spirale bei 10 mm Schichtdicke und 10 mm

Tischvorschub 180 mm. Eine obere Begrenzung der Länge der Spiralaufnahme ist physikalisch nicht gegeben und hängt nur von gerätetechnischen Parametern, wie Tischvorsatz oder Röhrenerhitzung ab.

Ein Vorteil, der so durchgeführten Berechnung axialer Schichten aus einem vollständig erfaßten Volumen besteht darin, daß die Positionen und die Abstände der berechneten Transversalschichten beliebig gewählt werden können. Diese Wahl kann retrospektiv erfolgen. Auch ist es möglich, die einzelnen Schichten überlappend zu rekonstruieren.

Beispielsweise können technisch aus einer Spirale mit 10 mm Schichtdicke und 10 mm Tischvorschub Schichtbilder im Abstand von einem mm angefertigt werden. Die überlappende Rekonstruktion kann z.B. zur genaueren und sichereren Darstellung von kleinen Strukturen, die sonst eventuell zwischen den Einzelschichten verloren gingen, dienen (Heiken 1993).

## 2.3 Bildrekonstruktion

Zur Nachverarbeitung der axialen CT-Schnittbilder können verschiedene Algorithmen eingesetzt werden.

Bei allen 3D-Darstellungen muß vom Untersucher die Position vorgegeben werden, aus der das im Rechner vorliegende 3D-Datenvolumen betrachtet werden soll. Es wird ein zweidimensionales Bild errechnet, das senkrecht zur Betrachtungsrichtung steht und einen räumlichen Eindruck vermitteln soll. Um solch eine Darstellung Punkt für Punkt in der 2D-Bildebene aufzubauen, müssen für jeden Strahl vom Betrachter zum jeweiligen Bildpunkt alle CT-Werte im 3D-Datenvolumen betrachtet werden, und zwar entweder als Zentralprojektion (SSD) oder Parallelprojektion (MIP). Zwei häufig angewendete 3D-Darstellungsverfahren bei der CTA sind momentan MIP und SSD (Napel 1993).

Bei Verwendung des MIP-Verfahrens, einer Volume-rendering-Technik, werden die Bilddaten im Rechner zu einem dreidimensionalen Volumen übereinander gestapelt und in einer beliebigen Projektionsrichtung betrachtet. In jedem Punkt der Betrachtungsebene wird der maximale CT-Wert in Projektionsrichtung dargestellt. Dadurch gelingt eine Optimierung des Kontrasts zwischen hochabsorbierenden

Strukturen (Gefäße und Knochen) und ihrer Umgebung. Der Kontrast verhält sich ähnlich, wie in herkömmlichen CT-Bildern, da die Grauwertinformation prinzipiell erhalten bleibt.

Das MIP-Verfahren besitzt den Vorteil, kontrastmittelgefüllte Gefäße und Wandverkalkungen aufgrund unterschiedlicher CT-Werte differenziert darstellen zu können. Auch bleiben kleinere Gefäße noch sichtbar, solange sie einen höheren CT-Dichtewert als ihre Umgebung im Untersuchungsvolumen besitzen. Allerdings müssen bei Anwendung der MIP in der CT-Angiographie zunächst alle knöchernen Strukturen entfernt werden, falls sie höhere CT-Werte als die Gefäße enthalten. Anstelle der Gefäße würden sonst die überlagernden Knochen im Bild dargestellt. Dies erfordert derzeit noch ein manuelles Editieren der CT-Bilder und damit einen höheren Zeitaufwand.

Ein 3D-Eindruck entsteht, wenn mehrere Ansichten in konstanten Winkelabständen rekonstruiert und in einen filmartigen Ablauf als Cine-Mode betrachtet werden (Prokop 1993).

Bei schwellenwertbasierten Oberflächendarstellungen ("surface rendering, SSD") wird ein CT-Wert als Schwelle vorgegeben. Für jeden Strahl durch das vorliegende Datenvolumen wird der Punkt bestimmt, an dem der vorgegebene Schwellenwert vom Betrachter aus gesehen zum ersten Mal erreicht oder überschritten wird. Im einfachsten Fall kann die Entfernung dieses Punktes zum Betrachter als Grauwert kodiert dargestellt werden. Bei SSD-Bildern wird aus der Gesamtheit der Punkte die Oberfläche rekonstruiert und berechnet, wieviel Licht, das von einer fiktiven Lichtquelle ausgeht, abhängig von der Oberflächenorientierung in jedem Punkt reflektiert wird. Darstellungen dieser Art geben einen realistischen dreidimensionalen Eindruck. Wenn sich in Blickrichtung mehrere Strukturen, die den Schwellenwert überschreiten, überlagern, kommt jeweils nur die am weitesten vorne liegende zur Darstellung. Aus Beobachtersicht dahinter liegende Strukturen mit deutlich höheren CT-Werten bleiben verborgen. Zu deren Darstellung müssen andere Betrachtungsrichtungen gewählt werden.

MIP und SSD sind beide stark von ausreichendem Gefäßkontrast abhängig. Der verminderte Kontrast kann z.B. ausgelöst werden durch Partialvolumeneffekt oder suboptimale Bolusgabe.

MPR ist eine zweidimensionale Nachverarbeitungstechnik. Zunächst wird ein quaderförmiges Teilvolumen aus dem Scanbereich definiert, welches das zu untersuchende Gefäß beinhaltet. Jeder Bildpunkt auf der resultierenden zweidimensionalen Darstellung repräsentiert hierbei den Maximalwert der in der 3. Dimension auf einer Linie liegenden Dichtewerte. Somit wird diese Darstellung wesentlich durch die Positionen des Quaders beeinflusst (Lehmann 1996).

Die Qualität von MIP und MPR ist abhängig von der Auflösung innerhalb einer Schicht, welche wiederum von Schichtdicke, Pitch und Rekonstruktionsintervall abhängig ist (Reynolds 1998).

Hohe Präzision durch Vergrößerung basiert auf Pixel Größe und dem Partialvolumeneffekt an der Gefäßkante. Wenn ein einzelnes Pixel die Gefäßwand halb außerhalb, halb innerhalb, wiedergibt ist die Dichte ein Durchschnittswert aus Gefäßwand, Gefäßumgebung und Lumenkontrast. Wenn sich zwei Pixel genau am Gefäßrand berühren wird die akkurate Dichte eines jeden Pixels wiedergegeben. All die Kombinationen von Partialvolumeneffekten zwischen diesen beiden Extremen verursacht die Variationen in dem gemessenen Gefäßdurchmesser (Dix 1997).

## 2.4 CT – Angiographie

Die intravasale Kontrastierung stellt das Lumen der Gefäße durch die Dichteanhebung des Blutes dar, so daß die Durchgängigkeit, intraluminale Pathologien, Verschlüsse, Dissektionen oder Rupturen erkannt werden können. Bei vielen Untersuchungen ist eine ausreichende Kontrastierung des arteriellen und venösen Bettes zur Abgrenzung von Lymphknoten gegen umgebende Gefäße notwendig. Die Kontrastmittelgabe wird meist in Ergänzung zur Nativserie durchgeführt.

Zur Durchführung einer CT-Angiographie (CTA) wird Kontrastmittel intravenös, in der Regel über einen peripheren Zugang, injiziert. Abhängig vom Scanzeitpunkt lassen sich arterielle und venöse Gefäße darstellen. Das Kontrastmittel wird als Bolus mittels einer Pumpe appliziert. In der Praxis benötigt man eine Vorlaufzeit (Scandelay) zwischen Beginn der Kontrastmittelapplikation und Auslösen des Spiralscans. Die Vorlaufzeit ist abhängig von Injektionsort, Zielregion, Kreislaufzeit



des Patienten und der darzustellenden Perfusionsphase. Zur Bestimmung der individuellen Kreislaufzeit des Patienten verabreicht man einen Testbolus von 10- 15 ml Kontrastmittel und nimmt CT-Scans mit niedriger Scandosis vor. In der Regel wird diese Scanfolge mit 4 sec Interscanzeit vorgenommen, um eine maximale Kontrastmittelanreicherung zu nutzen (Puskas 1996). Um eine aussagekräftige CT - Angiographie zu erhalten, sind intravenöse Injektionsraten von ca. 4 ml/sec nötig, um eine ausreichend starke Kontrastierung zu erreichen. Dieser Wert variiert je nach Gefäßgröße (Brink 1995).

Abhängig von Kontrastmittel und Scan-timing kann die CTA als ein semiselektives Verfahren der Gefäßdarstellung bezeichnet werden.

## 2.5 Klinische Bedeutung

Die Darstellung von Gefäßen, insbesondere der Arterien, spielt in der medizinischen Diagnostik eine wichtige Rolle, da Gefäßveränderungen eine Ursache verschiedenster Krankheiten sind, und andererseits auch viele verschiedene Erkrankungen, wie z.B. Diabetes mellitus, zu pathologischen Gefäßveränderungen führen. Die zunehmende Inzidenz von Arteriosklerose, u.a. aufgrund des steigenden Lebensalters, bedingt eine größer werdende Anzahl von Gefäßeingriffen und natürlich der entsprechenden Diagnostik (Kopecky 1994).

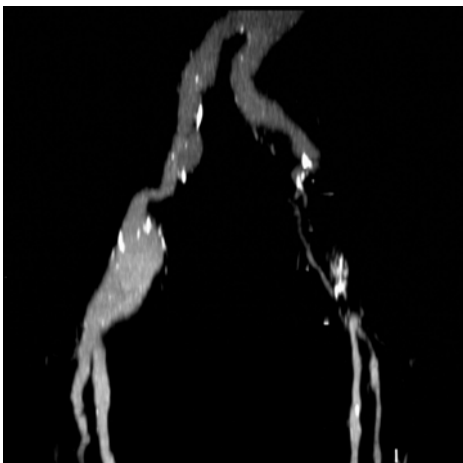


Abb. 2: Die linke A. iliaca zeigt eine langstreckige Gefäßverengung. Die rechte A. iliaca besitzt eine kurzstreckige Verengung auf die eine Aneurysma des Gefäßes folgt. In beiden Gefäßen zeigen sich Verkalkungen.

Beispielsweise die Darstellung von kraniellen Gefäßen zur Aufdeckung von Stenosen oder Aneurysmen, die Überprüfung der Carotiden auf Stenosen und Verschlüsse, der Nachweis von Embolien in Pulmonalgefäßen bis auf die Ebene der Segmentarterien wird durch die CTA ermöglicht.

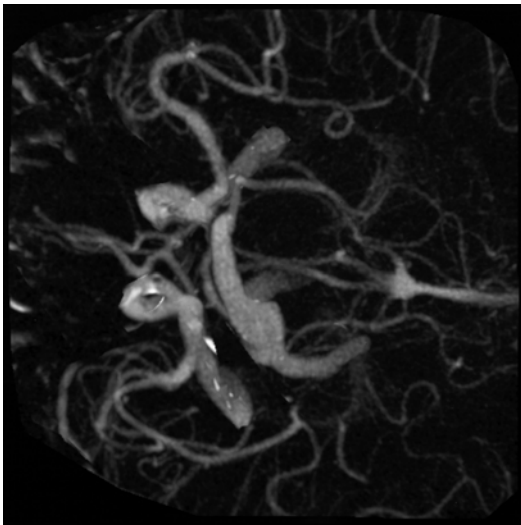


Abb. 3: In dieser Abbildung der Hirnstammgefäße zeigen sich multiple Verkalkungen und ein Aneurysma im Übergang der A. vertebralis auf die A. basilaris.

## 2.6 Kontrastmittel

In der Computertomographie wird die Kontrastmittelapplikation routinemäßig angewandt. Kontrastmitteldurchflutung und -anreicherung in den verschiedenen Organen verbessern durch unterschiedliche Dichteanhebung (Enhancement), besonders zwischen normalen und pathologischen Gewebe, die Differenzierung pathologischer Strukturen. Dadurch wird der Nachweis pathologischer Prozesse und gelegentlich auch deren Ätiologie erleichtert oder überhaupt erst möglich. Kontraste im Röntgenbild beruhen auf der unterschiedlichen Röntgenabsorption der durchstrahlten Materie. Diese Absorption ist abhängig von der Ordnungszahl der in den Molekülen vorhandenen Atome, von der Konzentration dieser Moleküle und von der durchstrahlten Schichtdicke. Substanzen mit großer Röntgendichte enthalten Atome mit höherer Ordnungszahl (Barium oder Jod). Derartige Präparate erhöhen die Röntgenstrahlenabsorption im Körper und werden daher als positive

Kontrastmittel (KM) bezeichnet (Speck 1991). Die selektive Anreicherung von Kontrastmittel z.B. in Gefäßen oder im Gastrointestinaltrakt führt daraufhin zur selektiven Darstellung bestimmter Strukturen.

Es stehen drei große Gruppen kontrastgebender Substanzen zur Verfügung:

1. ionische, stark hypertone, hydrophile Angiographica (z.B. Amidotrizoat), die eine ausreichende allgemeine Verträglichkeit aufweisen, wobei jedoch ihre Applikation bei peripherer Angiographie recht schmerzhaft ist. Sie dienen aufgrund ihrer hohen renalen Elimination als klassische Uro- Angiographika.

2. ionische, niederosmolare, lipophile Kontrastmittel (z.B. Ioxoglat), die eine schmerzarme Angiographie ermöglichen, jedoch durch eine vergleichsweise hohe Nebenwirkungsfrequenz gekennzeichnet sind.

3. nichtionische, niederosmolare, hydrophile Kontrastmittel (z.B. Iohexol, Iopamidol, Iopromid), die erst seit Beginn der achtziger Jahre im Einsatz sind. Sie zeichnen sich durch Schmerzarmut und eine sehr gute allgemeine und neurale Verträglichkeit aus.

Aufgrund dieser Ergebnisse finden heute die nichtionischen Kontrastmittel für die Angiographie fast ausschließlich Verwendung.

Nichtionische Kontrastmittel zeichnen sich dadurch aus, daß sie keine elektrischen Ladungen enthalten, keine Kationen (z.B. Natrium, Meglium) zur Herstellung von Lösungen benötigen und das sie durchweg deutlich niedrigere osmotische Drucke als ionische KM haben. Das Fehlen der elektrischen Ladungen führt zu geringerer Proteinbindung und Enzymhemmung sowie zu einer verminderten Beeinträchtigung der Funktionen biologischer Membranen. Dies bedingt ein vermindertes Auftreten von Übelkeit und Erbrechen, Urtikaria und Schleimhautschwellungen bei der Anwendung von nichtionischen KM. Es wurde außerdem festgestellt, daß ein großer Teil der Nebenwirkungen der konventionellen KM, insbesondere in der Angiographie, weniger chemotoxisch als vielmehr durch den hohen osmotischen Druck der konzentrierten Kontrastmittellösungen bedingt war.

Kontrastmittelnebenwirkungen, die allein oder ganz überwiegend durch den zu hohen osmotischen Druck verursacht werden, sind folgende:

- Gefäßschmerz,
- Endothelschäden,
- Blut-Hirn-Schrankenstörungen,

- Thrombose und Thrombophlebitis,
- Bradykardie in der Kardioangiographie sowie
- Anstieg des Drucks im Lungenkreislauf zumindest bei ohnehin gestörten Ausgangswerten.

Die Kontrastmittelreaktionen lassen sich einteilen nach ihren Ursachen.

Der direkte toxische Effekt von Kontrastmitteln ist assoziiert mit der Vasokonstriktion der Nierengefäße und ischämischer Gewebsschädigung. Patienten, die Kontrastmittel erhalten unterliegen dem Risiko einer akuten Tubulusnekrose und daraufhin folgend dem Anstieg des Kreatininspiegels. Ein Kreatininanstieg um 50 % kann bei 1,6 % aller Patienten mit normalen Ausgangswerten für Kreatinin und Harnstoff verzeichnet werden, nachdem sie jodiertes Kontrastmittel verabreicht bekommen haben. Nach Gomes et al. (1998) kann kein signifikanter Unterschied zwischen der Nephrotoxizität von ionischem und nichtionischem Kontrastmittel ausgemacht werden. Akutes Nierenversagen trat bei 20 (10 %) der 202 Patienten in der Gruppe mit dem ionischem Kontrastmittel auf, verglichen mit 8 (5,5 %) aus der Gruppe der 145 Patienten, die mit nicht-ionischem Kontrastmittel untersucht worden waren.

In den USA kosten die mittlerweile weit verbreiteten nicht-ionischen Kontrastmittel ungefähr 10-15 mal mehr als ionische Substanzen. Die Berechtigung für die Nutzung nicht-ionischer Kontrastmittel basiert auf 2 großen prospektiven Studien, die das Auftreten von Zwischenfällen in Form von Kontrastmittel-Reaktionen für beide Reagentien verglichen. Laut der Studie von Katayama (1990) traten heftige allergische Reaktionen 6 mal häufiger unter den Empfängern von ionischem Kontrastmittel auf.

Neuere Daten von Lasser et al. (1997) unterstützen diese Ergebnisse. In Bezug auf Meldungen an die U.S. Food and Drug Administration beträgt die Inzidenz von sämtlichen gemeldeten Kontrastmittelreaktionen pro einer Million Untersuchungen bei der Verwendung von ionischem Kontrastmittel 193,8 im Vergleich zu 44,4 bei der Benutzung von nicht-ionischem Kontrastmittel. Die Inzidenz von schweren Zwischenfällen liegt bei 37,4 versus 10,5. Bei Todesfällen beträgt sie 3,9 beziehungsweise 2,1.

Zur Zeit werden neue Kontrastmittel, wie z.B. Gadolinium in der CTA erprobt, weil diese das Risiko allergischer Reaktionen vermindern könnten.

## 2.7 Strahlenbelastung

Ein kritischer Punkt bei der Verwendung von Abbildungsverfahren, die auf Röntgenstrahlung beruhen, ist die Strahlendosis, die auf den Patienten wirkt. Die CTA als Spiral-CT Verfahren wird im Vergleich mit konventionellen CT-Kontrastmittelstudien aus technischen Gründen mit leicht reduzierten Röhrenströmen gefahren, um die Röhre nicht zu überlasten. Aufgrund der hohen Gefäßkontrastierung stellt die Dosisbegrenzung meist keine relevante Qualitätseinschränkung dar. Nach Kalender (1994) et al. beträgt z.B. die Organdosis der Schilddrüse 9,7 mSv (milli-Sievert) bei Untersuchungen der A. carotis, der Linse bei Untersuchungen des Circulus Wilisii 2,6 mSv, der Leber bei Untersuchungen der A. renalis 5,9 mSv. Diese Berechnungen gelten für 120 kV am Somatom Plus für einen "Standard-Mann". Für "die Frau" ergibt sich bei der Untersuchung der thorakalen Aorta eine Organdosis der Mamma von ca. 10,2 mSv. Als Vergleichswerte, die eine Einordnung der Größenordnung erlauben, kann auf Dosiswerte bei der klassischen diagnostischen Angiographie von ca. 2-40 mSv (Steele 1993), aber auch auf die natürliche Strahlenbelastung von 2,4 mSv pro Jahr Bezug genommen werden.

### 3. Material und Methodik

#### 3.1 Phantommodell

Um standardisierte Parameter der CTA zu evaluieren, wird ein Gefäßphantom verwendet. Da folgende Fragestellungen beantwortet werden sollen:

Einfluss der Aufnahmeparameter auf die

- Beurteilung der Kantenschärfe und Auflösung
- Erkennbarkeit von Stenosen und deren Gradeinteilung,

werden folgende Simulationen in das Modell implantiert.

Zehn Gefäße werden parallel angeordnet. Davon sind 5 Gefäße auf 8 mm Länge (langstreckig) und die verbleibenden 5 auf einer Länge von 4 mm (kurzstreckig) verengt. Der Gefäßdurchmesser beträgt 6 mm und liegt damit in der Größenordnung der Aa.renales und der Aa.carotis internae und stellt somit den Bereich kleinerer Gefäße dar, welche erfahrungsgemäß schwieriger darstellbar sind. Der Durchmesser der Stenosen variiert jeweils bei den lang- wie bei den kurzstreckigen Verengungen.

Tab. 1: Liste aller Stenosen im Gefäßphantom:

	Durchmesser	/	Stenosierungsgrad
Kurzstreckig (2 mm):	4 mm		34 %
	3 mm		50 %
	2 mm		70 %
	1 mm		84 %
	0,5 mm		92 %
Langstreckig (8 mm):	4 mm		34 %
	3 mm		50 %
	2 mm		70 %
	1 mm		84 %
	0,5 mm		92 %

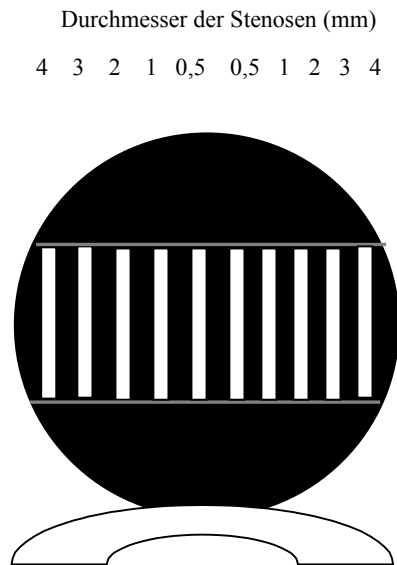


Abbildung 4: Das Flow-Phantom

Die Gefäßwände bestehen aus nicht-hygroscopischem Kunststoff (Petylen), dessen Dichte in etwa wasseräquivalenten Hounsfield-Einheiten (HU) entspricht. Wir haben dieses Material gewählt, da es physiologischen Bedingungen nahe kommt. Blut, Liquor und Hirngewebe sind z.B. Materialien mit einem Schwächungskoeffizienten vergleichbar dem von Wasser ( $HU=0$ ). Sie weisen HU-Werte zwischen 0 und 40 auf.

Die Gefäße im Phantom werden mit Hilfe einer Injektionspumpe kontinuierlich mit dem Kontrastmittel Imeron (Nycomed®) perfundiert. Das nicht-ionische KM hat eine Konzentration von 300 mg Jod/ml. Es wird mit isotoner Kochsalzlösung auf verschiedene HU-Werte verdünnt. Die Flussrate beträgt 5 ml/sec.

Es besteht, mit Ausnahme der Unterbrechung durch die in 12 mm Abstand angeordneten Röhrchen, immer ein isotroper Strahlengang. Das bedeutet, dass der Abstand zwischen den Gefäßen und der Phantomhülle gleich bleibt. Trotz unterschiedlicher Lage der Gefäße im Strahlengang findet immer die gleiche Röntgenabsorption im umgebenden Gewebe statt. Die Phantomhülle mit einem Durchmesser von 32 cm und einer Breite von 12 cm ist mit Wasser gefüllt, um eine homogene Umgebung zu schaffen. Der Winkel zwischen Gefäßverlauf und Strahlengang kann durch drehbare Achsenaufhängung in fixierten  $10^\circ$  Schritten

von 0° bis 90° verändert werden, d.h. es kann eine Kippung der Gefäße von axial nach coronar vorgenommen werden. Dabei entspricht die Stellung in 0° Parallelität zum Strahlengang und 90° Parallelität zur Tischachse (y-Achse). Das Phantom ist mit einem Fuß an der Vorrichtung, an welcher normalerweise die Kopfstütze angebracht wird, befestigt. Nachdem das Phantom an der Kopfstützenhalterung des Tisches installiert ist, werden alle Gefäße luftfrei gespült, um eine gleichmäßige Füllung zu gewährleisten.

### 3.2 Versuchsaufbau und -verlauf

Alle Messungen werden an einem Somatom Plus 4 Spiral-CT der Firma Siemens, Erlangen vorgenommen. Bei dem verwendeten CT-Gerät handelt es sich um ein Gerät der dritten Generation mit kontinuierlich rotierender Röntgenröhre und Datenerfassungssystem. Die Röhrenrotationszeit beträgt minimal 0,75 sec. Jede Spirale erfolgt über eine Dauer, die ausreicht, um zwanzig mal die Rekonstruktionslänge der Kollimation, allerdings maximal 14 cm, darzustellen.

Die Bilddaten werden in einer standardisierten (gleiches FOV, senkrechter Blickwinkel, hohe Auflösung) in Maximal Intensitäts Projektion mittels einer Magic View Workstation (Siemens, Erlangen) dargestellt. Um in einer 512er Matrix eine Pixelauflösung von 0,34 mm x 0,34 mm zu erreichen, werden die Gefäße innerhalb eines "field of view" (FOV) von 180 mm angeordnet.

Es werden zwei Experimente ausgeführt:

Im ersten Experiment werden folgende Aufnahmeparameter variiert (die Anzahl der Variationsmöglichkeiten der einzelnen Parameter sind in Klammern angegeben): Schichtdicke (6), Tischvorschub (14), Inkrement (4), Röhrenspannung (3), Interpolationsalgorithmus (2) und Röhrenstrom (3). Folgende Parameter werden zunächst konstant gehalten: Kontrastmitteldichte (6) und Winkelstellung der Gefäße (10). Insgesamt resultieren theoretisch aus diesen Kombinationsmöglichkeiten 302.400 verschiedene Aufnahmen. Aus dieser Summe werden 214 Aufnahmekombinationen in dieser experimentellen Studie ausgeführt



und bewertet. Dies erfolgt, indem jeweils ein Aufnahmeparameter wie z.B. Inkrement, verändert wird, während alle anderen Parameter konstant gehalten werden. Das Experiment eins besteht aus zwei Versuchsabschnitten. Das Ziel des ersten Experiments ist das Herausfiltern der Parameter, die einen größeren Einfluss als andere auf die Bildqualität haben, um diese mit den im zweiten Experiment variierten Parametern, nämlich Kontrastmitteldichte und Winkelstellung der Gefäße zu kombinieren.

Für das erste Experiment werden sämtliche Stenosen getrennt voneinander bewertet, um Tendenzbeurteilungen aufgrund eines Vergleichs innerhalb des Verbunds der 10 Stenosen zu verhindern.

Im zweiten Teil des Experiments wird dann auf der Basis der im ersten Schritt erfassten vorteilhafteren Parameterkombinationen jeweils Schichtdicke, Kontrastmitteldichte und Winkelstellung gegeneinander variiert, um eine möglichst optimale Parameterkombination zur Darstellung kleiner Gefäße bei Verdacht auf Stenosierung zu verwenden. Die Gefäße werden hierzu in 10° Schritten bis in die z-Achse gekippt. Die Kontrastmitteldichte wird von 96 HU auf 760 HU angehoben.

### 3.3 Untersuchte Parameter

Die untersuchten Parameter umfassen alle bei der CTA einstellbaren Aufnahmegrößen. Die Anzahl der Variationen je Parameter werden zum Teil durch das Gerät vorgegeben, aber auch von uns aus zweckorientierten, ebenso wie kosten- und zeitabhängigen Faktoren beschränkt. Am Somatom Plus 4 sind folgende Parameter einstellbar und untersucht worden:

- Schichtdicke (mm): 1, 2, 3, 5, 8, 10
- Tischvorschub (mm/sec): 1; 1,5; 2; 3; 4; 4,5; 5; 6; 7,5; 8; 10; 12; 16; 20
- Rekonstruktionsinkrement (mm): 0,3-6,7
- Interpolationsalgorithmus: 180° (slim), 360° (wide)

- Röhrenspannung (kV): 80, 120, 140
- Röhrenstrom (mA): 200, 230, 250
- Kontrastmitteldichte (HU): 96, 155, 227, 297, 326, 760
- Winkelstellung der Gefäße: 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°.

Bis auf die Lage der Gefäße im Körper sind alle Einstellungen auch beim Patienten frei wählbar.

Nicht sinnvolle Kombinationen, wie z.B. die Anwendung von Schichtdicke = 1 mm in Kombination mit 10 mm/sec Tischvorschub werden von Anfang an ausgeschlossen. Der Pitch wird jeweils an die Schichtdicke angepasst, so dass sich maximal ein Pitch von 0,5 bis 2 ergibt. Das Rekonstruktionsinkrement beträgt 1/3 bis 3/3 der jeweils verwendeten Schichtdicke.

### 3.4 Auswertung

Zwei in der Beurteilung von CT-Bildern erfahrene Radiologen beurteilten in Konsensusentscheidung im einfachen Blindversuch die Stenosen hinsichtlich ihrer Bildqualität und ihres Stenosegrades.

Zur Bewertung der Bildqualität dient die gemeinsame Beurteilung von Kantenschärfe und Auflösung. Dazu werden folgende drei Gruppen der Darstellungsqualität definiert:

- I = exzellent (= optimal beurteilbar)
- II = akzeptabel (= gerade noch/ mit Einschränkungen beurteilbar)
- III = schlecht (= nicht beurteilbar)

Im zweiten Abschnitt erfolgt dann die Klassifizierung der Gefäßverengungen in Stenosegrade. Die einzelnen Stenosen werden je nach geschätztem Grad einer der folgenden Gruppen zugeteilt. Die Einteilung erfolgt in eine 5-Punkte-Skala:

- Grad 0: keine Stenose
- Grad 1: < 50 %
- Grad 2: 50 % bis 79 %

Grad 3: 80 % bis 99 %

Grad 4: Okklusion.

Aus den in die jeweiligen Gruppen eingeteilten Stenosen wird der Wert der richtig Positiven ermittelt. Die falsch beurteilten Gefäßverengungen werden darauf untersucht, ob sie überschätzt, unterschätzt, als komplette Gefäßabbrüche oder als normale Gefäße fehldiagnostiziert werden. Die erhobenen Daten werden als Absolutzahlen und als Prozentsätze, das bedeutet als Anteil der richtig erkannten an allen ausgewerteten Stenosen, festgehalten. Die Auszählung erfolgt getrennt nach den Stenosegraden:

-hochgradige Stenosen: 92 %, 84 %

-mittelgradige Stenosen: 70 %, 50 %

-geringgradige Stenosen: 34 %

Die Gruppe der hochgradigen bzw. der mittelgradigen Stenosen umfasst jeweils 166 Gefäßverengungen. Die Anzahl der geringgradigen Stenosen ist jeweils 83. Nachdem diese Gesamteinteilung vorgenommen wurde, werden die einzelnen Parametervariationen graphisch dargestellt. Es wird die Bildqualität und der Einfluss auf die korrekte Klassifizierbarkeit jedes einzelnen Einstellungsparameters mittels Diagrammen gezeigt.

Die korrekte Gradeinteilung der Gefäßverengungen wird anhand von Punktdiagrammen aufgezeigt, die alle durchgeführten Variationen eines Parameters auf der x-Achse aufgetragen haben, während sich die Gefäßdurchmesser in steigender Reihenfolge auf der y-Achse befinden. Der wahre Gefäßdurchmesser ist nun als Linie auf dem entsprechenden Abschnitt aufgetragen, während die gemessenen Daten je nach Einteilung als Punkte aufgetragen werden. Korrekt eingeteilte Gefäßverengungen liegen auf der Linie, während sich z.B. Unterschätzungen des Stenosegrades auf der Ordinate unterhalb der Linie befinden.

Im zweiten Abschnitt dieser Versuchsreihe wird mit einer durch den ersten Abschnitt beschränkten Anzahl von Parameterkombinationen der Einfluss von

Kontrastmitteldichte, Winkelstellung und Schichtdicke bewertet. Das Röntgenkontrastmittel Imeron wird dazu von der hohen Konzentration von 760 HU bis auf 96 HU verdünnt. Die Winkelstellungen von 0° bis 90° werden mit allen Schichtdicken kombiniert, um die optimale Einstellung zu finden.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Ergebnisse der visuellen Auswertung bezüglich der Bildqualität und der Klassifikation von Stenosen

#### Experiment 1

Teil 1: Die Beurteilung des ersten Versuchsabschnitts hinsichtlich der Kantenschärfe und der Auflösung in der Darstellung von Gefäßstenosen ergibt folgende Qualitätsbeurteilung.

Von 83 Messungen an jeweils 10 Gefäßen ergeben (siehe Tabelle 4):

	lang (# 415)	kurz (# 415)
I = exzellente Darstellung:	54 (65,1 %)	31 (37,3 %)
II = akzeptable Darstellung:	20 (24,1 %)	22 (25,5 %)
III = schlechte Darstellung:	9 (10,8 %)	30 (36,1 %).

Diese Einteilung gibt noch keinen Hinweis auf die korrekte Klassifizierung der Gefäßverengungen.

Teil 2: Die im ersten Abschnitt des Experiments untersuchten 83 Parameterkombinationen an jeweils fünf langstreckigen und fünf kurzstreckigen Gefäßen unterschiedlichen Stenosegrades ergeben in bezug auf Erkennbarkeit und Klassifikation folgendes:

(siehe Tabellen 4 und 5)

Von 415 (5 x 83) langstreckigen Stenosen werden 387 (93,3 %) als langstreckige Gefäßverengungen identifiziert. 24 (5,78 %) werden irrtümlich als komplette Abbrüche diagnostiziert und 4 (0,96 %) nicht erkannt.

Von den kurzstreckigen Gefäßverengungen werden 281 (67,7 %) erkannt, 31 (7,5 %) irrtümlich für komplette Abbrüche gehalten und 103 (24,8 %) überhaupt nicht als Gefäßverengungen identifiziert.

Der nächste Schritt beinhaltet eine weiterführende Einteilung, nämlich die Klassifikation der Stenosen in ihre Grade. Dabei werden die Stenosen in 5 Gruppen eingeteilt; in:

- Richtig klassifiziert,
- Unterschätzung des Stenosegrades,
- Nichterkennen der Stenose (=Falsch negativ),
- Überschätzung des Stenosegrades (=Falsch positiv),
- Komplette Okklusion des Gefäßes.

Von den hochgradigen Stenosen (Durchmesser: 0,5 mm, 1 mm) werden von den langstreckigen 76,5 % (127) richtig klassifiziert, 9,0 % (15) in ihrem Stenosierungsgrad unterschätzt und 14,4 % (24) irrtümlich für totale Gefäßokklusionen gehalten. Kein Gefäß wird irrtümlich als nicht verengt eingeteilt. Bei den kurztreckigen Stenosen ergeben sich 44,6 % (74) als richtig klassifiziert, 16,9 % (28) werden unterschätzt, 24,1 % (40) nicht als Stenosen erkannt und 14,46 % (24) als komplette Abbrüche eingeteilt. Die Überschätzung des Stenosegrades bis zur fälschlichen Einteilung als kompletten Gefäßverschluß zeichnet sich v.a. bei Aufnahmen, die mit den Schichtdicken 1 und 2 mm gefahren werden ab. Mit der Benutzung der Schichtdicken 8 mm und 10 mm und bei 5 mm in Kombination mit Pitch >1 können kurze Stenosen, egal welchen Grades nicht erkannt werden. Die Länge des Abschnitts der Gefäßverengung beträgt 4 mm und ist somit aufgrund des Partialvolumeneffekts nicht groß genug, um genügend Absorptionsdifferenz per pixel zu erreichen.

Die mittelgradigen, langstreckigen Stenosen (Durchmesser: 2 mm, 3 mm) werden zu 62,0 % (103) richtig beurteilt, zu 28,9 % (48) überschätzt und zu 9 % (15) unterschätzt. Ein Gefäß wird irrtümlich als nicht verengt diagnostiziert. Die kurztreckigen Stenosen desselben Grades werden zu 44 % (73) korrekt klassifiziert, zu 21,7 % (36) überschätzt, 2,3 % (4) werden für komplette Abbrüche gehalten und zu 9,6 % (16) unterschätzt. 22,3 % (37) werden nicht als Gefäßverengungen erkannt.

Von den geringgradigen Stenosen werden 70 % (58) der langstreckigen richtig diagnostiziert. 26,5 % (22) der Gefäße werden überschätzt. Bei 3,6 % (3) gelingt es

nicht, die Verengung zu erkennen. Die kurzstreckigen Stenosen werden nur zu 39,8 % (33) korrekt klassifiziert, 24,4 % (21) werden überschätzt, 3,6 % (3) für komplette Okklusionen gehalten und insgesamt 31,3 % (26) nicht als Gefäßverengungen erkannt.

Tab.3: Diagnose und korrekte Klassifikation der Stenosen

Gefäßverengungen	Pathologie erkannt?	Richtig klassifiziert?
lang: hochgradig	85,5 %	76,5 %
: mittelgradig	99,4 %	62,0 %
: geringgradig	96,4 %	70,0 %
kurz: hochgradig	61,4 %	44,6 %
: mittelgradig	75,3 %	44,0 %
: geringgradig	65,0 %	39,8 %

Die langstreckigen Stenosen werden bei 1 mm Schichtdicke größtenteils überschätzt, während die kurzstreckigen v.a. mit 1 mm, 2 mm, aber auch bei 3 mm Schichtdicke in Kombination mit Pitch > 1 für höhergradige Stenosen gehalten werden.

Anhand dieser Werte zeigt sich, daß die Benutzung bestimmter Parametergrößen für den zweiten Versuchsabschnitt notwendig ist. Variationen von weniger beeinflussenden Faktoren als Kollimation, wie z.B. Rekonstruktionsinkrement werden bei Kollimationen von 3 mm und 5 mm vorgenommen, um nicht aufgrund zu hoher oder zu niedriger Werte grundlegend immer schlechte Ergebnisse zu erhalten, die keine individuelle Bewertung ermöglichen.

#### 4.2. Parameterbezogene Auswertung

##### Experiment 2

Anhand dieser ersten Versuchsreihe wird eine nach steigender Einflußkraft geordnete Liste erstellt. Auch werden für die weiteren Versuche möglichst optimale Parametergrößen gewählt.

Da alle kurzstreckigen Stenosen mit den Schichtdicken von 8 mm und 10 mm bei beliebigem Pitch und zum größeren Teil bei 5 mm Schichtdicke in Kombination mit

Pitch >1 nicht erkannt wurden, werden diese Kombinationen für das zweite Experiment ausgeschlossen. Ein (1) mm und 2 mm Schichtdicke führen bei den langen Stenosen regelmäßig zu einer Überschätzung des Stenosegrades. Diese Ergebnisse sind bei den kurzen Gefäßverengungen nur unwesentlich besser. Aus diesem Grund wählten wir für weitere Versuche die Kollimationen 3 mm und 5 mm. Auswertungen hinsichtlich des Tischvorschubs ergeben bei der Anwendung von 5 mm Schichtdicke die Notwendigkeit eines Pitch = 1, um die kurzen Stenosen korrekt darzustellen.

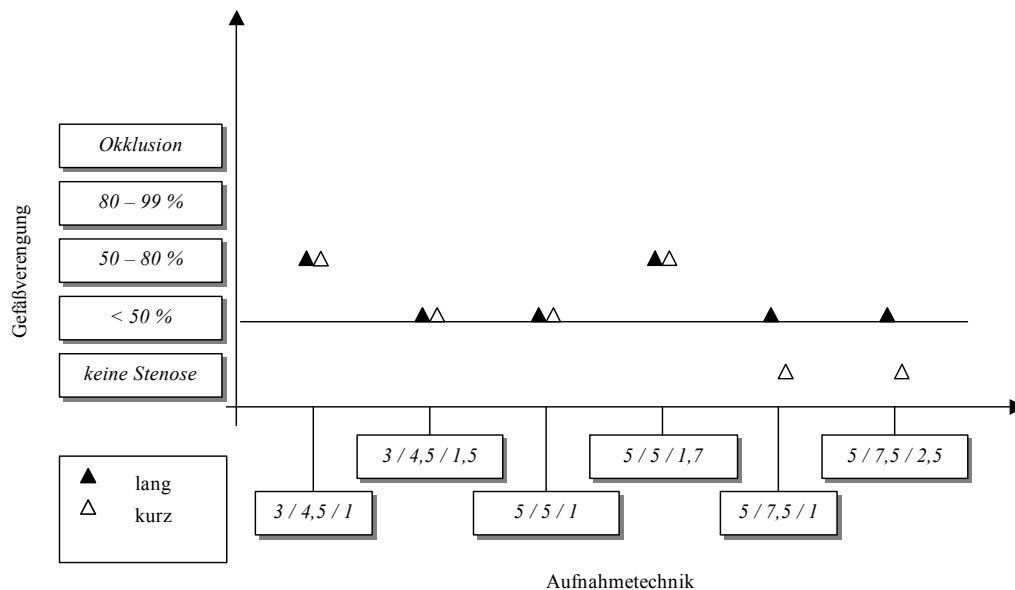
#### 4.2.1 Inkrement

Diagramm 1 zeigt, dass die Variation des Rekonstruktionsinkrements in diesem Fall keinen sehr starken Einfluss auf die Detektion kurzer und langer Gefäßverengungen ausübt.

Bei der Anwendung von 3 mm Schichtdicke, pitch = 1,5 ergab die Kombination mit dem größeren Rekonstruktionsinkrement (1 versus 1,5) eine korrekte Einteilung des Stenosegrades. Andererseits ergab die Verbindung von 5 mm Schichtdicke, pitch = 1 mit dem Rekonstruktionsinkrement = 1 bessere Ergebnisse als mit der Verwendung von Rekonstruktionsinkrement = 1,7. Das gleiche Resultat war auch bei Schichtdicke = 2 mm, pitch = 1 zu verzeichnen. Aus dem Diagramm wird auch ersichtlich, dass Aufnahmen, die mit der Schichtdicke = 5 mm in Kombination mit pitch = 1,5 erstellt wurden unabhängig von der Vergrößerung des Rekonstruktionsinkrements in der Darstellung der kurzstreckigen Gefäßverengungen schlechtere Ergebnisse liefern. Insgesamt schließen wir daraus, dass bei Pitch = 1 die Verkleinerung des Rekonstruktionsinkrements auf weniger als die halbe Schichtdicke im Vergleich zu Rekonstruktionsinkrement gleich der halben Schichtdicke nur zum Teil zu einer geringen Verbesserung der Detektion und Klassifikation führt. Dies gilt sowohl für die kurzstreckigen, als auch für die langstreckigen Stenosen.

Der bekannte Effekt der Darstellungsverbesserung von kleinen Strukturen bei Verringerung des Rekonstruktionsinkrements wird auch dadurch begrenzt, dass bei Kombination von sehr niedrigem Inkrement und Schichtdicke kleiner als 3 mm mehr Bildrauschen auftritt.





### Diagramm 1 – Variation des Rekonstruktionsinkrement

Diagramm 1 zeigt eine korrekte Einteilung des Stenosegrads bei Schichtdicke = 3 mm mit Rekonstruktionsinkrement gleich ein Halb mal der Schichtdicke und bei der Anwendung von 5 mm Schichtdicke mit Rekonstruktionsinkrement gleich kleiner als die Hälfte der Schichtdicke. Die waagrechte Linie im Diagramm entspricht der Originalgröße der untersuchten Stenose. Die Dreiecke stellen die ermittelten Einteilungen der verschiedenen Protokolle dar.

#### 4.2.2 Röhrenstrom

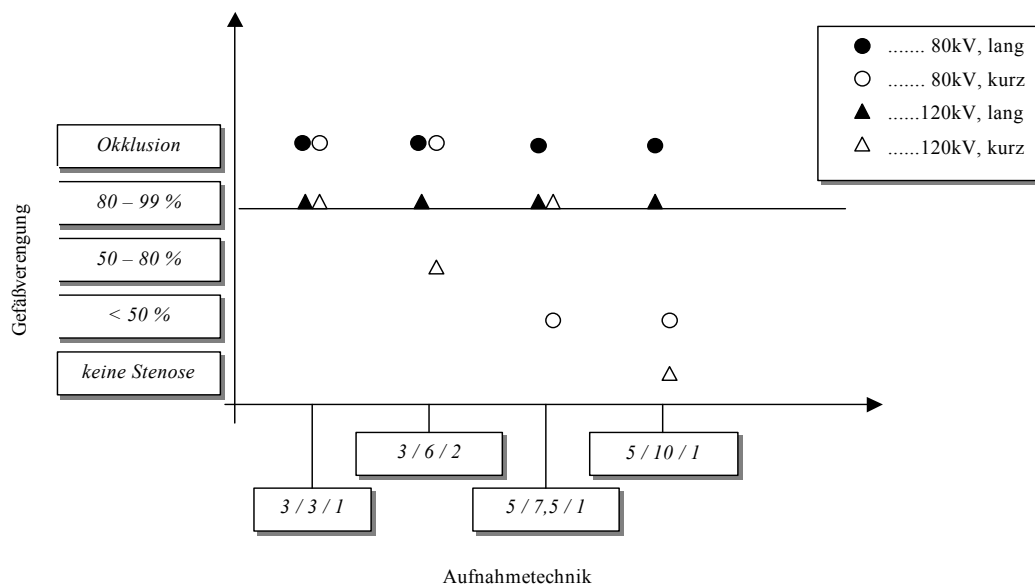
Die während des Experiments angewendeten Stromstärkewerte rangierten von 200 mA bis 250 mA. Ein Einfluß, in Form von Rauschreduktion der Abbildung ist nur in Kombination mit 80 kV bemerkbar. Bei der Anwendung von 80 kV Röhrenspannung mit 230 mA Röhrenstrom werden 5 von 10 Gefäßverengungen korrekt klassifiziert, im Vergleich zu 7 von 10 Gefäßverengungen bei 250 mA. Bei Aufnahmen, die mit 120 kV oder mit 140 kV erstellt wurden, zeigt sich in unserer Studie kein offensichtlicher Einfluss des Röhrenstroms.

#### 4.2.3 Röhrenspannung

Die besten Ergebnisse bezüglich der Erkennbarkeit der kurzen Stenosen wurden mit 120 kV und 140 kV erzielt (siehe Diagramm 2 und Abbildung 5). Diese beiden Einstellungen zeigen hinsichtlich Sensitivität und Spezifität keinen Unterschied, wohingegen bei der Anwendung von 80 kV ein hoher Anteil der kurzen Stenosen nicht erkannt werden oder fälschlicherweise als komplette Abbrüche klassifiziert

wurden: Bei 3 mm Schichtdicke wurden nur 8 (40 %) von 20 Gefäßverengungen richtig eingeteilt, bei der Anwendung von 5 mm Schichtdicke sind es 12 (34 %) von 35 Gefäßverengungen, die korrekt eingeteilt wurden. Die Erkennung der langstreckigen Stenosen zeigte etwas weniger Abhängigkeit von der Röhrenspannung. Bei 3 mm Schichtdicke konnten 8 (40 %) von 20 Gefäßverläufen korrekt klassifiziert werden. Bei der Nutzung von 5 mm Schichtdicke wurden 17 von 35 (48,5 %) richtig eingeteilt. Allerdings wird doch die Qualität der Darstellung beeinflusst. So konnten 62 % der Stenosen mit 120 kV hinsichtlich der Kantenschärfe exzellent, 38,5 % akzeptabel beurteilt werden, während mit 80 kV nur jeweils 30,8 % exzellent, bzw. akzeptabel beurteilbar waren.

Diagramm 2 zeigt den Nachteil der Anwendung von 80 kV im Vergleich zu 120 kV deutlich auf. 4 verschiedene Parameterkombinationen wurden bei 3 mm und 5 mm Schichtdicke variiert und jedes Mal ergab sich die korrekte Einteilung der kurzen Stenosen nur bei 120 kV. Bei Betrachtung der Bilder fällt auf, dass die korrekte Klassifikation der kurzen Stenosen erst ab einem Durchmesser von 2 mm bei Verwendung von 80 kV möglich ist. Bei Verwendung von 120 kV oder 140 kV wird auch ein Gefäßdurchmesser von 0,5 mm richtig diagnostiziert. Bei den langstreckigen Stenosen ergeben sich häufiger korrekte Einteilungen. Unterschiede zwischen 120 kV und 140 kV können nur bei den kurzstreckigen Stenosen festgestellt werden, da bei höherer Voltzahl die Kantenschärfe zunimmt. Dieser Effekt ist bei der Aufnahmeerstellung mit 5 mm Kollimation und 7,5 mm/sec Tischvorschub sichtbar.



## Diagramm 2 – Variation der Röhrenspannung

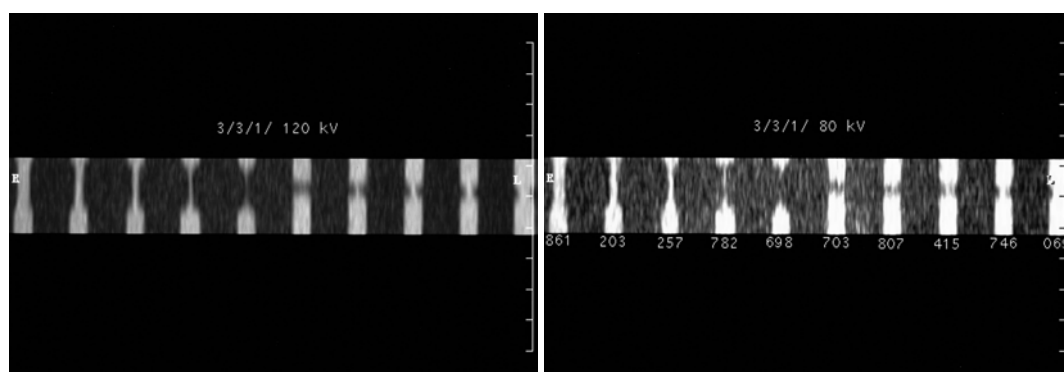
Diagramm 2 zeigt, dass die korrekte Klassifizierung hochgradiger Stenosen mit 80 kV nicht gelingt. Die langstreckigen Gefäßverengungen „liegen“ bei 80 kV nicht auf dem wahren Durchmesser, werden also nicht erkannt, während alle Gefäße bei der Anwendung von 120 kV richtig eingeteilt werden. Bei den kurzstreckigen Stenosen gelingt zwar bei der Verwendung von 80 kV und 5 mm Schichtdicke die Diagnose einer Stenose, der Stenosierungsgrad wird jedoch stark unterschätzt.

Exemplarisch dazu ist eine Aufnahme mit den folgenden Parameterkombinationen dargestellt:

3 / 3 / 1- 80 kV und 120 kV.

## Abbildung 5 a, b:

Abb. 5a zeigt bei der Anwendung von 120 kV eine gute Auflösung und Kantenschärfe. Die Gefäßverengungen sind korrekt klassifizierbar. Die Abbildung 5b mit 80 kV aufgenommen, wirkt verschwommen und macht damit die korrekte Einteilung der Stenosen äußerst schwierig.



5 a

5 b

#### 4.2.4 Interpolationsalgorithmus

(360° = wide, 180° = slim)

Es zeigt sich ein deutlicher Vorteil des Interpolationsalgorithmus 180° gegenüber 360°. Bei der Verwendung von wide werden mehr Gefäßverengungen falsch klassifiziert, v.a. in ihrem Grad unterschätzt:

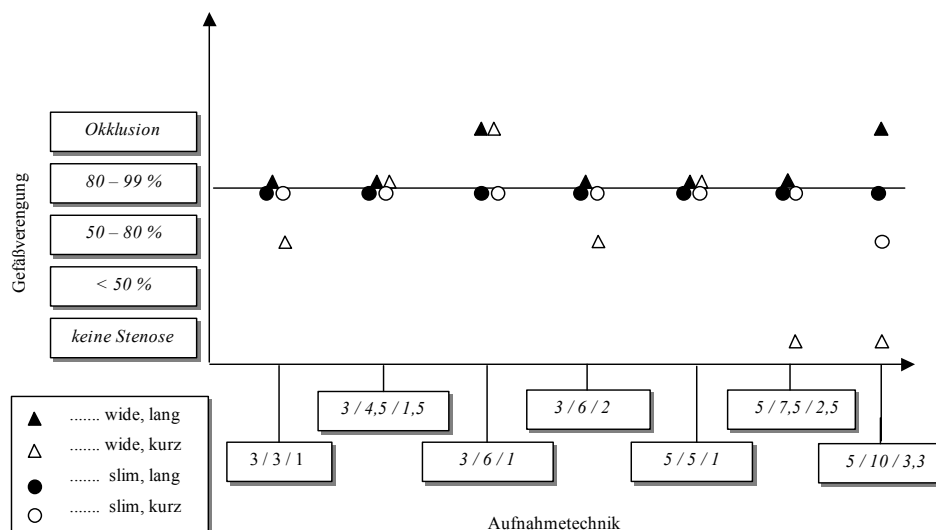
Richtig klassifiziert werden bei:

3 mm Schichtdicke, kurz:	slim	27 (von 30)	wide	20 (von 30)
	lang:	27	wide	23
5 mm Schichtdicke, kurz:	slim	26 (von 35)	wide	9 (von 35)
	lang:	33	wide	26

Der Interpolationsalgorithmus hat in dieser Untersuchung einen deutlichen Einfluss auf die Darstellungsgenauigkeit der Gefäßverengungen besonders in der Wiedergabe der kurzstreckigen Stenosen.

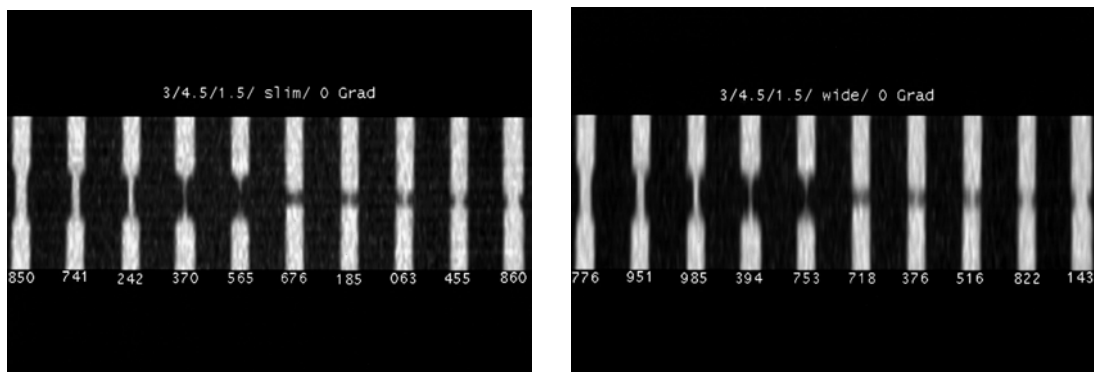
Der Einfluss auf die Darstellung der langstreckigen Stenosen ist etwas geringer, aber auch sie profitieren vom Algorithmus slim. Deutlich wird dieser Effekt bei folgenden Einstellungen: 3/ 3/ 1, 3/ 4,5/ 1, 3/ 4,5/ 1,5, 3/ 6/ 1, 5/ 2,5/ 0,8, 5/ 5/ 1,7 und 5/ 10/ 3,3 (Schichtdicke/ Tischvorschub/ Inkrement).

Das Schichtprofil verbessert sich, die Rechenzeit wird allerdings verlängert.



**Diagramm 3- Interpolationsalgorithmus wide versus slim**

Diagramm 3 zeigt die Überlegenheit des Interpolationsalgorithmus slim (180°). Nur bei der Anwendung der Protokolle: 3/4,5/1,5 und 5/5/1 werden die kurzstreckigen Gefäßverengungen auch mit dem Algorithmus wide (360°) korrekt klassifiziert.



**Abbildung 6 a, b:**

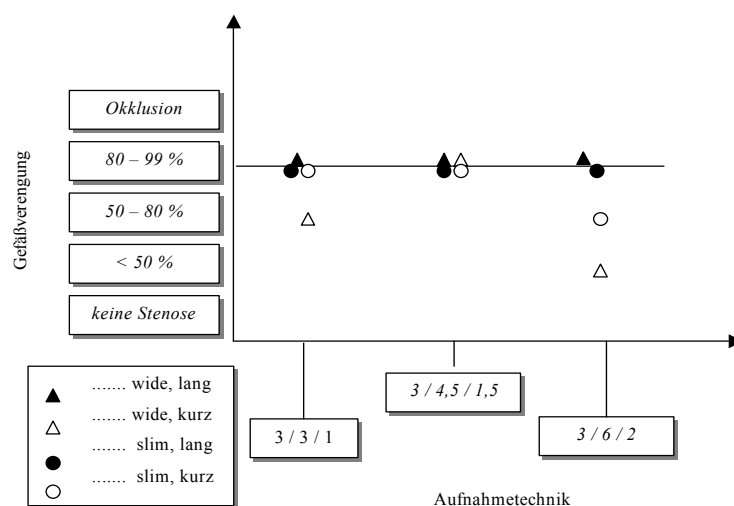
Bei der Anwendung des folgenden Protokolls: 3/ 4,5/ 1,5, zeigt sich eine sehr gute Darstellung der Gefäßverengungen sowohl bei der Verwendung des Interpolationsalgorithmus slim, wie auch wide. Ein Vergleich des Protokolls: 3/ 3/ 1 lässt sich aus den Abb.7a und Abb.8a ziehen.

#### 4.2.5 Tischvorschub

Abbildung 7 a, b, c und Diagramm 4 zeigen explizit die Schwierigkeit bei der Erkennung von kurzstreckigen Stenosen. Im Gegensatz zu langstreckigen Gefäßverengungen, die in Kombination mit jeglicher Einstellung des Tischvorschubs alle exzellent dargestellt und richtig klassifiziert wurden, ist ein größerer Einfluss auf die Bildgebung der kurzen Stenosen zu verzeichnen. Bei Pitch < 1 waren die Stenosen bis zu einem Durchmesser von 4 mm erkennbar. Bei einer für kleine Gefäße besser geeigneteren Parameterkombination mit 3 mm Schichtdicke können bessere Ergebnisse erzielt werden, als mit höheren Schichtdickewerten. Bei Pitch < 1,5 werden die kurzen Stenosen bis zu einem Durchmesser von 1 mm erkannt; Bei Pitch = 1,5 war der geringste erkennbare Gefäßdurchmesser 0,5 mm, wohingegen Aufnahmen mit Pitch > 1,5 keine Diagnose einer Gefäßverengung ermöglichen. Die langstreckigen Stenosen sind bis zu Pitch = 2 exzellent darstellbar und bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm erkennbar.

### Abbildung 7 a, b, c:

Die Abbildung 7 a, b, c zeigt die bessere Delineation der Stenosen bei kleinerem pitch. Folgende Protokolle sind vergleichsweise aufgeführt: 3/ 3/ 1, 3/ 4,5/ 1,5 und 3/ 6/ 2.



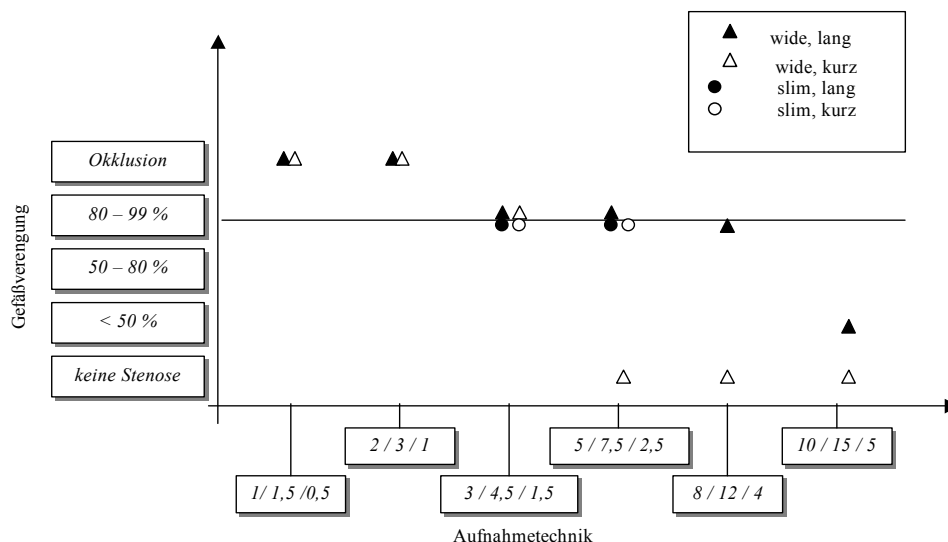
### Diagramm 4 – Variation des Tischvorschubs bei 3 mm Schichtdicke

Diagramm 4 zeigt, dass die korrekte Einteilung der kurzstreckigen Gefäßverengungen mit pitch= 2 nicht mehr gelingt, jedoch auch, dass nicht unbedingt eine Verwendung von pitch= 1 notwendig ist. Bei langstreckigen Stenosen hingegen gelingt eine korrekte Klassifizierung auch mit pitch= 2.

#### 4.2.6 Schichtdicke

Mit Schichtdicken von 3 mm bis 10 mm sind alle langen Stenosen exzellent darstellbar und korrekt klassifizierbar, wohingegen 1 mm und 2 mm Kollimation in 58% der Fälle keine Visualisierung des kleinsten Durchmessers (0,5 mm) ermöglichen (siehe Abb.8 a, b). Statt dessen sind komplette Gefäßabbrüche auf dem CT-Bild sichtbar. Die Verwendung der Schichtdicken 8 mm und 10 mm bei beliebigem Pitch und 5 mm bei Pitch = 1 resultiert in der Darstellung der kurzen Stenosen in einer schlechten oder sogar in gar keiner Einschätzbarkeit. Die Verringerung der Kollimation auf 1 mm ergibt bei den höhergradigen Stenosen (Durchmesser = 0,5 mm) in 58 % der Fälle Gefäßabbrüche.

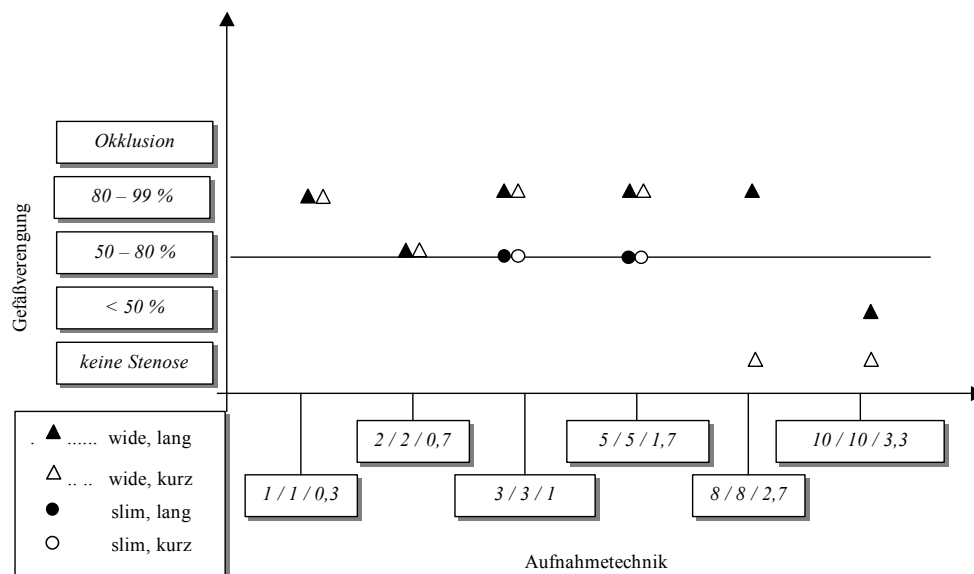
Der genaue Grad der Stenosierung wird bei den langen Stenosen mit den Schichtdicken 2 mm, 3 mm, 5 mm, 8 mm überwiegend richtig eingeschätzt, während 1 mm zu einer Überschätzung und 10 mm aufgrund des Partialvolumeneffektes eher zu einer Unterschätzung des Grades führen. Die richtige Gradeinteilung der kurzen Stenosen bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm ist möglich mit 1 mm, 2 mm und mit 3 mm Kollimation (siehe Abb.4 b). Im Gegensatz dazu ist die Klassifikation bei der Anwendung von 5 mm Kollimation in nur 39,5 % der Fälle korrekt gelegen (Überschätzung: 44 %, Unterschätzung: 16,5 %).



**Diagramm 5 – Variation der Schichtdicke bei pitch = 1,5**

Diagramm 5 zeigt, dass alle hochgradigen Gefäßverengungen bei der Verwendung von 3 mm und 5 mm Schichtdicke, Rekonstruktionsalgorithmus = 180° richtig diagnostiziert werden. Bei der Verwendung von kleineren Schichtdicken kommt es zu einer Überschätzung des Verengungsgrads, bei der

Verwendung von 8 mm, 10 mm und 5 mm in Kombination mit 360° Rekonstruktionsalgorithmus werden alle kurzstreckigen Stenosen nicht erkannt.

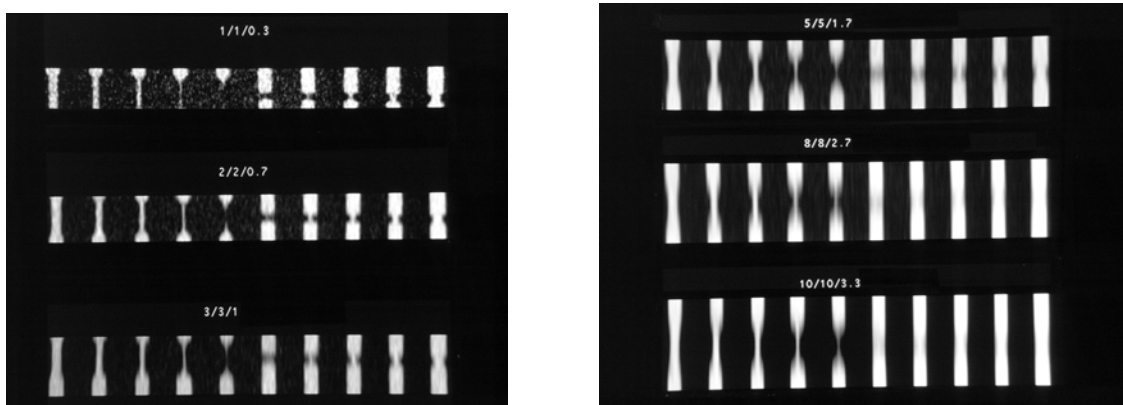


### Diagramm 6 – Variation der Schichtdicke bei pitch = 1

Diagramm 6 zeigt, dass die Anwendung von 2 mm Schichtdicke und 3 mm und 5 mm in Kombination mit dem Algorithmus slim zur korrekten Klassifizierung führt. Größere Schichtdicke führt zur Verkenntung v.a. der kurzstreckigen Stenosen. Bei 1 mm Schichtdicke werden die Gefäßverengungen überschätzt.

### Abbildung 8 a, b:

Als Beispiel dazu die Abbildung aller 10 Stenosen mit den Schichtdicken 1, 2, 3 mm in Verbindung mit dem Interpolationsalgorithmus 360°, die Aufnahmen der Schichtdicken 5, 8, 10 mm in Verbindung mit dem Interpolationsalgorithmus 180°, pitch=1.





#### 4.2.7 Kontrastmitteldichte

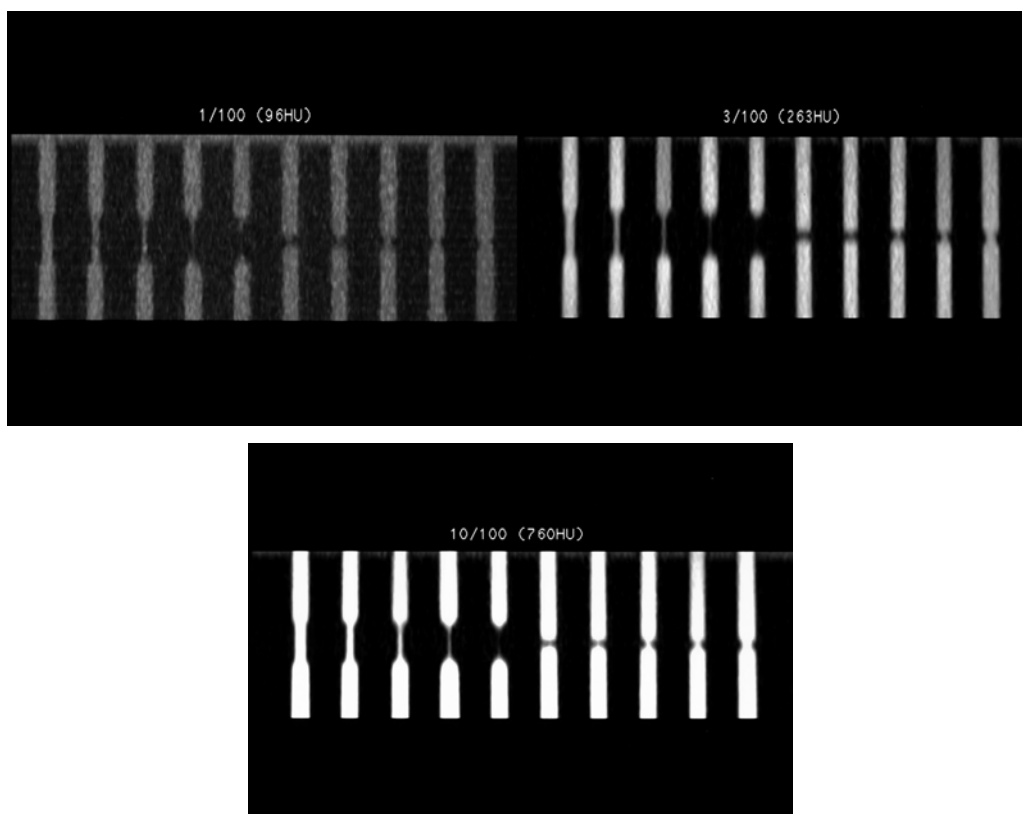
Wie in Abbildung 9 a,b,c gezeigt, verbessert die Erhöhung der Kontrastmitteldichte die räumliche Auflösung in Maximal Intensität Projektion. Die Kontrastmitteldichte geringer als 200 HU limitiert die Diagnose der Stenosierung auf Gefäßverengungen mit mindestens 2 mm im Durchmesser. 297 HU ermöglichen auch die Erkennung von größeren Stenosegraden (1 mm). Bei Verwendung von Dichtegraden über 350 HU werden alle Stenosen erkannt und exzellent dargestellt, unabhängig von der verwendeten Schichtdicke (3 mm versus 5 mm), Pitch (1 versus 2).

Die weitere Erhöhung der Kontrastmitteldichte bis auf 760 HU verbesserte die Abgrenzung der Stenosen vom umgebenden Material nicht.

Die folgenden Abbildungen zeigen die bessere Abgrenzung der Gefäße gegenüber dem umgebenden Material, je höher die Dichte des Kontrastmittels ist.

#### Abbildung 9 a, b, c:

Abbildung 9 a, b, c zeigt einen Vergleich der Gefäßdarstellung mit der Anwendung der folgenden Kontrastmitteldichten: 96 HU, 263 HU, 760 HU. Die Verwendung von 263 HU erlaubt im Vergleich mit der geringeren Dichte von 96 HU eine deutlich bessere Abgrenzung zur Umgebung. Eine weitere Anhebung der Kontrastmitteldichte auf 760 HU bringt keinen Vorteil in der Gefäßdarstellung.



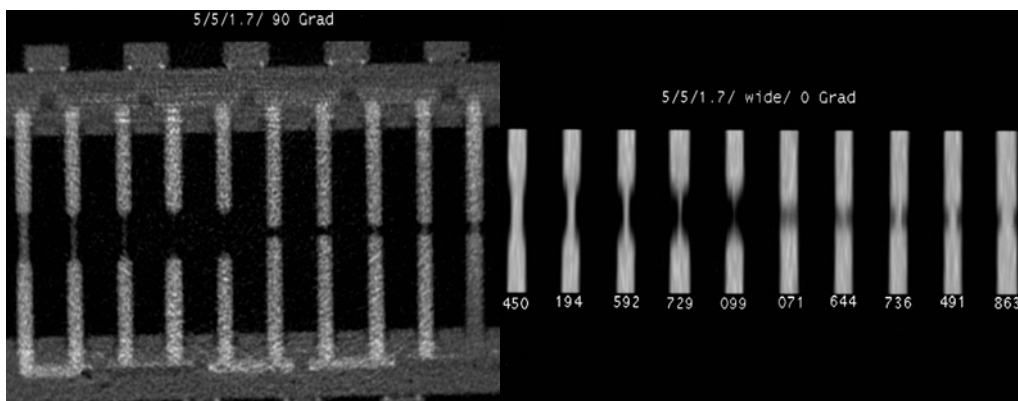
#### 4.2.8 Winkelstellung der Gefäße

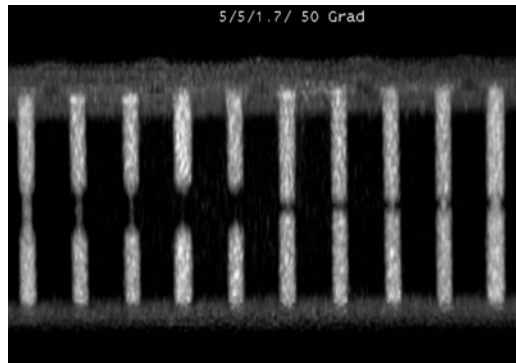
Bei einer Stellung der Gefäße zwischen 30° und 80° werden die kurzstreckigen Stenosen besser dargestellt (kleinster erkennbarer Durchmesser bei 30°-50°: 0,5 mm, bei 60°-80°: 1 mm), als die langstreckigen. Die Verwendung von 5 mm Schichtdicke ist in diesem Abschnitt der Winkelvariation der Verwendung von 3 mm leicht überlegen. Zwischen 80° und 90° sind größere Schichtdicken, wie 8 mm und 10 mm vorteilhafter bezüglich der Erkennung der kurzen Stenosen mit einem Durchmesser von 1 mm.

Bis zu einer Winkelstellung von 30° verläuft die Bildgebung der langen Stenosen exzellent (kleinster diagnostizierbarer Durchmesser: 0,5 mm) und unabhängig von der Kollimation. Wohingegen bei einem Winkel von 30° der kleinste sichtbare Durchmesser unsystematisch zwischen 1 mm und 2 mm variiert. Die Änderung des Winkels zwischen Gefäß und Tischachse zeigt, daß im Abschnitt von 0° bis 30° und 70° bis 90° 2 mm Kollimation besser als 1 mm und fast genauso gut, wie 3 mm ist. Im Abschnitt von 30° bis 70° allerdings werden mit 5 mm Kollimation die beste Erkennung sowohl kurzer, als auch langer Stenosen erzielt. Der Gebrauch von Pitch = 2 ermöglichte nur bei Schichtdicke unter 5 mm die Diagnose kurzstreckiger Stenosen. Im Gegensatz dazu werden die langstreckigen Stenosen nur in der Qualität der Visualisierung beeinflusst. Die korrekte Einteilung ist aber möglich. Diese Aufnahmen werden mit konstanter Kontrastmitteldichte von 300 HU erstellt.

#### Abbildung 10 a,b,c:

Die folgende Abbildung 10 a, b, c zeigt den Vergleich der Gefäßdarstellung abhängig von der Orientierung der Gefäße im Raum. Eine genauere Visualisierung ergibt sich bei einem Verlauf der Gefäße bei 0°, das bedeutet parallel zum Strahlengang. Die Darstellung der kurzstreckigen Stenosen gelingt in der diagonalen Lage zum Strahlengang, also bei etwa 50° besser, als die der langstreckigen Stenosen.





## 5. Diskussion

### 5.1 Diagnostische Aussagekraft

Die Bildqualität der Spiral-CT ist abhängig von der Kombination aus Kontrast und räumlicher Auflösung bezogen auf die Volumendatenaquisition. Das heißt, die Spiral-CT Bilder setzen sich aus einer Mischung von ebenen und senkrechten Auflösungen zusammen. Kontrast und räumliche Auflösung in der transversalen Ebene wird definiert wie in der konventionellen CT, durch den Röntgenstrahlenkontrast zwischen anatomischen Strukturen, dem Durchmesser des zu untersuchenden Gebietes ("field of view", FOV) und dem Rekonstruktionsfilter. Üblicherweise wird die Größe des FOV so gering wie möglich gewählt, um die Auflösung zu verbessern und die Streustrahlung zu minimieren. Der Rekonstruktionsfilter wird so eingestellt, daß sich das Abhängigkeitsverhältnis von Signal-zu-Rauschen und die Auflösung in der Ebene möglichst optimal ergibt. Als ein Ergebnis zeigt sich, daß die Datenakquisition während der maximalen Gefäßkontrastierung nach intravenöser Kontrastmittelapplikation resultierend in einem optimalen Kontrast zwischen dem Gefäßlumen und dem umgebenden Gewebe der qualitätsbestimmende Parameter für die Optimierung der CT-Aufnahmetechnik in Bezug auf minimale Strahlungsexposition und maximaler Auflösung ist.

Um die Auflösung in der z-Achse zu maximieren, kann man nun Kollimation, Tischvorschub und Rekonstruktionsintervall optimieren. Allerdings birgt die Verkleinerung dieser Parametergrößen auch Nachteile. Die Verminderung der Kollimation verursacht steigendes Pixel-rauschen, die Verminderung des Tischvorschubs verringert das Scanvolumen, wenn die anderen Parameter festgesetzt sind. Eine Minimierung des Rekonstruktionsintervalls kann sich in Bezug auf Bearbeitungszeit, Speicherkapazität und Betrachtungszeit ungünstig auswirken. Die überlappende Rekonstruktion ist jedoch ein großer Vorteil der Spiral-CT, weil durch sie kleine Details, wie z.B. kleinere Gefäße kontrastreicher dargestellt werden können. Bewegungs- und atembedingte Verschiebungen, die bei konventioneller CT Aufnahmetechnik in getrennten Einzelschichten häufig beobachtet werden, entfallen. Die Rekonstruktion kann retrospektiv durchgeführt werden, ohne, daß ein Anstieg der

Strahlendosis erfolgt. Urban et al. (1993) verzeichneten eine Verbesserung um 10 % hinsichtlich der Detektion von kleinen Leberläsionen mit Spiral-CT bei 50 % Überlappung der axialen Bilder im Vergleich mit nichtüberlappender Rekonstruktion. Die Auflösung entlang der longitudinalen Achse wird v.a. durch Kollimation, Tischvorschub und Geschwindigkeit bestimmt. Wie schon in zahlreichen klinischen Anwendungen der CTA gezeigt, müssen manche Spiral-CT Aufnahmeparameter, eingeschlossen Aufnahmezeit, Pitch, Röhrenspannung, Stromstärke und Kontrastmittelkonzentration an die zu untersuchenden anatomischen Verhältnisse angepaßt werden, um einen maximalen Kontrast und räumliche Auflösung am richtigen Ort zu erhalten.

In der radiologischen Praxis, besonders bei der Untersuchung von Nieren- und Carotisstenosen wurden diese Anpassungen empirisch bestimmt, um einen vernünftigen Kompromiß zwischen dem dargestellten Volumen und der Auflösung in der x-Achse zu erreichen. Man versucht, die Kapazitäten mit Hilfe der überlappenden Rekonstruktionsalgorithmen und der Nachverarbeitungstechniken auszudehnen. Allerdings wurde bis jetzt den individuellen und den zusammenhängenden Einflüssen von Aufnahmeparametern auf die Genauigkeit der Stenoseerkennung in-vitro nur wenig Aufmerksamkeit geschenkt. Dies gilt auch für die verschiedenen Rekonstruktions- und Nachverarbeitungstechniken. Diese Situation kann anhand einiger Faktoren erklärt werden. Mit modernen CT-Geräten mit einer Röhrenrotationszeit von 0,75 sec - 1 sec hat die Strahlenbündelleistung ( $kV \times mA$ ) nur einen geringen Einfluß auf die Darstellungsqualität (Signal-zu-Rauschen-Verhältnis) gezeigt, sofern die Werte größer oder gleich 120 kV und 233 mA betrugen. Die Gefäßkontrastverstärkung durch Kontrastmittelapplikation hingegen bietet einen größeren und diagnostisch subjektiveren Kontrast zwischen Gefäß und umgebendem Gewebe. Außerdem benötigen unterschiedliche klinische Anwendungsgebiete der CTA verschiedene, jeweils optimale Einstellungen, um zuverlässige Ergebnisse zu erzielen. Von diesem Standpunkt aus gesehen benötigt man für die Untersuchung von Nierenarterien mittels der CTA eine "supraoptimale" Aufnahmetechnik. Der Grund hierfür liegt in ihrem relativ geringen Durchmesser, transverser Lage im Körper, möglicher zusätzlicher Gefäße und der variablen kranio-kaudalen Lokalisation auf der Aorta. Die Untersuchung der Nierenarterien ist ein wichtiges Gebiet der Gefäßdarstellung, da die Prävalenz von Nierenarterienstenosen nach Autopsiestudien

ungefähr 4,3 % beträgt. In Verbindung mit anderen Erkrankungen, wie Diabetes mellitus und Bluthochdruck tritt sie in bis zu 10,1 % der Fälle auf. Klinisch tritt die Nierenarterienstenose vor allem in Erscheinung bei jungen Menschen mit ausgeprägtem arteriellen Hypertonus, bei hypertensiven Krisen, einem gestörten Ausscheidungsrythmus, schlechtem Ansprechen auf eine antihypertensive Kombinationstherapie und dem Ansteigen der Retentionsparameter Harnstoff und Kreatinin unter Therapie mit ACE-Hemmern.

Deutlich aufgezeigt wird die Problematik der Nierenarteriendarstellung anhand einer Studie von Rubin et al.(1994), bei der hämodynamisch signifikante Nierenarterienstenosen anhand von MIP-Bildern, die mit folgender Einstellung erstellt wurden: 3 mm Kollimation, Pitch = 1-2 und 2 mm Rekonstruktionsintervall mit einer Sensitivität von 92 % und einer Spezifität von 83 % erkannt wurden. Andererseits steht diesem guten Ergebnis gegenüber, daß 5 (71 %) von 7 Gefäßen mit hochgradigen Stenosen (90-99 % Durchmesserreduktion) als komplett verschlossen erschienen. Auf Durchgängigkeit war zu schließen, weil das Gefäß distal der Stenose sichtbar war. In einer ähnlich konstruierten Studie von Galanski et al. (1993) wurden 9 (53 %) von 17 mittelgradigen Stenosen (50 %-69 % Durchmesserreduktion), die zuvor mittels Angiographie diagnostiziert worden waren, fälschlicherweise als hämodynamisch signifikante Gefäßverengung diagnostiziert (Querschnittsreduktion um mindestens 70 %). Alle hochgradigen, signifikanten Stenosen wurden irrtümlich für Gefäßverschlüsse gehalten. Tatsächliche Gefäßokklusionen hatten in dieser Serie eine gute Kollateralperfusion und die Verschlüsse wurden als hochgradige Stenosen fehldiagnostiziert. Diese Auswertungen wurden ebenso wie in unserer Studie in MIP vorgenommen. Beide Studien berichten auch von einigen wenigen Fällen, in denen die Stenosen unterschätzt wurden. Erfahrungsgemäß kommt es bei Auswertungen von CTA-Aufnahmen oft zu Überschätzungen der Stenosegrade.

Solche zum Teil kontroversen Resultate werden bei einigen klinischen Anwendungen der CTA erzielt, obwohl verschiedene neue Nachverarbeitungstechniken, wie MPR, SSD oder MIP angewendet werden. Dies unterstützt die Tatsache der Notwendigkeit weiterer Untersuchungen auf diesem Gebiet. Wie neuere Literatur zeigt, gibt es objektive Gründe, welche eine stärkere Beachtung von in-vitro Versuchen zur Optimierung der Aufnahmetechnik rechtfertigen (Rubin 1994). Der Hauptgrund liegt

sicher in der Schwierigkeit, Patienten multiple Scans zuzumuten, welche sie Röntgenstrahlung aussetzen.

An unserem Gefäßphantom mit lang- und kurzstreckigen Stenosen studierten wir die unterschiedlichen Einflüsse von mehreren Aufnahmeparametern auf die Stenoseerkennung und Klassifikation mittels CTA. Bei der Untersuchung der gewichtigeren Parameter konnte man Verbesserungen in der visuellen Auswertung der kurzstreckigen, hochgradigen Stenosen (0,5 mm Durchmesser) z.B. hinsichtlich der Vergrößerung der Röhrenspannung von 80 kV auf 140 kV verzeichnen. Dies gilt sowohl für die, für kurzstreckige Stenosen günstigere Kombination von 3 mm Kollimation, Pitch = 1 und Rekonstruktionsinkrement = 1 mm, als auch für die Kombination von 5 mm Kollimation, Pitch = 1,5 und 1 mm Rekonstruktionsinkrement. Der Röhrenstrom hingegen hatte keinen großen Einfluß auf die Bildgebungsqualität. Die schlechte Visualisierung der kurzstreckigen Stenosen bei der Nutzung von 80 kV unterstützt den Bedarf von höheren Röhrenspannungen (120 kV, 140 kV) bei der Untersuchung von Gefäßen.

Kollimationsgrößen von 8 mm, 10 mm und z.T. 5 mm (bei Pitch > 1) erlaubten keinerlei Erkennung der kurzstreckigen Gefäßverengungen, sofern diese senkrecht zum Strahlenebene plaziert waren. Der Grund hierfür liegt im Partialvolumeneffekt. Dieser Effekt entsteht durch die Vergrößerung der Volumenelemente mit zunehmender Schichtdicke. Unverhältnismäßige Mittelungen der CT-Werte führen zu entsprechenden Verfälschungen der Bildwiedergabe. Das bedeutet in diesem Fall die Abbildung von unverengten Gefäßen. Mit Stenosenlängen von 2 mm ist die verminderte Strahlenabsorption in den betroffenen Volumenelementen, in denen der Übergang zwischen Stenose und normalem Gefäß verläuft, im Vergleich zu Volumenelementen, die nichtverengten, also vollkontrastierten Gefäßanteil beinhalten zu gering, um eine originalgetreue Abbildung zu ermöglichen. Die unterschiedlichen Ergebnisse, die mit 5 mm Kollimation erzielt wurden, zeigen die Grenzwertigkeit dieser Einstellung. Hier kann mit der Verringerung des Tischvorschubs und des Rekonstruktionselements eine fast ebenso gute Abbildung der Stenosen, wie mit 3 mm Kollimation erfolgen.

Aufnahmen mit 1 mm Schichtdicke würden wohl zum Teil zu einer akkurateren Darstellung kleinster akzessorischer Gefäße führen. Sie verbieten sich aber durch vermehrtes Rauschen und ein reduziertes Scanvolumen. (van Hoe 1996).

Die Möglichkeit, Bilder in kleineren Intervallen als die Schichtdicke zu rekonstruieren, reduziert die Möglichkeit, daß kleinere Läsionen oder Stenosen aufgrund des Partialvolumeneffekts übersehen werden. Urban et al. (1993) zeigten, daß bei der Betrachtung von Leberdarstellungen, die in 4 mm- Intervallen rekonstruiert wurden, 7 % mehr Läsionen entdeckt wurden als bei in 8 mm- Intervallen rekonstruierten Bildern desselben Patientenguts. Mit kleinerem Pitch ( $< 1$ ) und Rekonstruktionsgrößen ( $\leq 1/3$  der Kollimation) konnten bei Verwendung von 8 mm und 10 mm Schichtdicke überhaupt keine Verbesserung erzielt werden.

Die langstreckigen Stenosen konnten mit den hohen Kollimationswerten von 8 mm und 10 mm dargestellt werden, da nur die CT-Wertveränderung im Volumenelement einen signifikanten Einfluß nahmen. Auch die Qualität der Darstellung z.B. hinsichtlich der Kantenschärfe blieb unverändert.

Niedrige Kontrastdifferenzen zwischen Gefäß und umgebendem Gewebe, herbeigeführt entweder durch eine reduzierte Gefäßkontrastierung oder eine Anhebung der Umgebungsaufzeichnung, führen verstärkt zur Überschätzung von Stenosegraden. Die verringerte Gefäßkontrastierung entsteht dann, wenn der reale Gefäßdurchmesser kleiner als die effektive Schichtdicke ist (Brink, 1995). Daraus erfolgt die Notwendigkeit der Benutzung niedrigerer Kollimationen. Dies gilt v.a. für kurzstreckige Stenosen und für Gefäßausrichtungen in longitudinaler Richtung, also auf der z-Achse. Je mehr die Gefäße in der x-y-Achse, also parallel dem Strahlengang liegen, desto geringer wird der Einfluss der Kollimation. So können bei einer Winkelstellung von  $60^\circ$  die kurzstreckigen Stenosen bis zu einem Durchmesser von 1 mm bei Verwendung von 1 mm, 2 mm und 10 mm Kollimation diagnostiziert werden. Bei Schichtdicken von 3 mm und 5 mm ist dies sogar bis zum kleinsten Gefäßdurchmesser von 0,5 mm möglich.

Unsere Ergebnisse zeigen fernerhin, daß für longitudinal orientierte Gefäße die Schichtdicke einen größeren Einfluss als der Tischvorschub nimmt. Inplane Gefäße dagegen werden von den beiden Parametern etwa in gleichem Maße beeinflusst. Die Auflösung in der transaxialen Ebene ist ca. 0,5 mm. Entlang der z-Achse kann sie nur



ungefähr 2- 4 mm groß sein. Das limitiert natürlich die Detektion besonders von Gefäßen, die entlang der z-Achse orientiert sind (Bluemke 1995 , Ferstl 1994). Sandy Napel et al. (1993) beurteilten antero-posteriore MIP-Darstellungen in horizontaler Ausrichtung in Bezug auf die Auflösung als 2,5 bis 3 mal besser als bei vertikaler Ausrichtung. In unseren Versuchsreihen können wir jedoch weniger Artefakte, wie zum Beispiel verschwommene Gefäßränder bei der Ausrichtung in der z-Achse, als etwa bei einem Winkel von 45° verzeichnen.

Die Verwendung des Rekonstruktionalgorithmus slim ergab in unserer Studie einen Vorteil hinsichtlich der korrekten Klassifizierung für die Gefäßdarstellung. Der Grund liegt wohl in dem günstigeren Schichtprofil. Das bedeutet, die effektive Schichtdicke ist der nominellen Schichtdicke stärker angenähert als bei Verwendung von 360°-Interpolationen (Brink 1995). Untersuchungen haben gezeigt, daß die effektive Schichtdicke bei 180°-Interpolationen um etwa 30% kleiner wird. Als Nachteil erweist sich das um ca. 38% erhöhte Bildrauschen (Polacin 1992).

Da die Gefäßkontrastierung offensichtlich eine wichtige Rolle in der Erkennung und Klassifikation von Stenosen spielt, versucht man mit Hilfe hochkonzentrierter Kontrastmittelgaben den Kontrast zwischen Gefäß und Umgebung zu verstärken. Auch die räumliche Auflösung wird dadurch verbessert. An unserem Phantommodell ergaben Kontrastmitteldichten über 250 HU exzellente Resultate für sämtliche Gefäßdurchmesser unabhängig von Kollimation und Pitch. In der klinischen Anwendung betont dies die Wichtigkeit der Faktoren, die auf die Kontrastierung direkten Einfluß nehmen. Diese Faktoren sind Injektionsrate, Kontrastmittelkonzentration, Vorlaufzeit (Startdelay), Aufnahmezeit und hämodynamische Konditionen. In der Praxis sind bei Erwachsenen zwischen 100 und 150 ml Kontrastmittel notwendig. Die Menge ist abhängig vom Körpergewicht des Patienten und dessen Kreislaufverhältnissen. Gelingt die optimale Kontrastierung nicht zum richtigen Zeitpunkt, sondern zu spät, muss man damit rechnen, das der betreffende Gefäßabschnitt nicht maximal und homogen kontrastiert ist. Wenn der Scandelay zu lang gewählt ist kommt es aufgrund der guten Durchblutung der Nieren schnell zur Kontrastierung der Nierenvenen und damit zu Interferenzen in der Diagnose der Arterien.

Die CT-Angiographie tritt in Konkurrenz zur venösen digitalen Subtraktionsangiographie (DSA), zur MR-Tomographie, zur Farbdoppler-

Sonographie und für bestimmte perioperative Fragestellungen auch zur arteriellen Angiographie.

Ein wichtiges konkurrierendes Verfahren in der Gefäßdarstellung stellt die DSA dar, weil sie Gefäßabbildungen ohne störenden Hintergrund (z.B. Knochen) oder bei geringer Kontrastmittelkonzentration in den darzustellenden Gefäßgebieten erlaubt. Diese Methode beruht auf der Subtraktion eines unmittelbar vor der Kontrastmittelinjektion angefertigten Bildes von einer Folge von Röntgenbildern, die im Zustand maximaler Kontrastmittelkonzentration in den betreffenden Blutgefäßen aufgenommen werden. Bei der digitalen Subtraktionsangiographie erhält man durch eine elektronische Verstärkung nur geringer Unterschiede zwischen den subtrahierten gegenüber den nicht subtrahierten Bildern deutlich kontrastreichere Darstellungen der Blutgefäße. Trotz der hohen Sensitivität ist die DSA wegen der Invasivität und dem größeren Aufwand jedoch nicht als Screening Methode geeignet. Auch gibt es Untersuchungen, die der DSA nicht die höchste Sensitivität und Spezifität zuordnen. Laut einer Studie von Kaatee et al. (1996) wird die DSA in der Darstellung von kleineren Gefäßen, wie z.B. den Nierenarterien als weniger akkurat als die CTA eingeschätzt. In der Vergleichsstudie an 40 Patienten gelang mit der CTA eine genauere Einteilung der Lokalisation, ostial oder trunkal, der Stenose. Wittenberg et al. (1999) untersuchte 81 Patienten mit arteriellem Hypertonus auf das Vorliegen einer Nierenarterienstenose und legt dar, dass die CTA als Screeningmethode aufgrund ihrer hohen Genauigkeit geeignet ist.

Auch bei der Kontrolle der Offenheit eines TIPS (Transjugulärer Intrahepatischer Portocavaler Stent) erweist sich die CTA im Vergleich mit der Katheterangiographie als adäquate und zuverlässige Untersuchungsmethode (Wunsch et al. 1998).

Ein weiteres konkurrierendes Verfahren besteht in der Magnet-Resonanz-Tomographie.

Deren Vorteile sind: Der Patient wird keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt. Es bestehen hohe Kontraste zwischen normalem und pathologischem Gewebe entsprechend den Unterschieden in den Relaxationszeiten T 1 und T 2. Aufgrund von Flußphänomenen ist die Darstellung des Gefäßsystems auch ohne Kontrastmittelanwendung möglich. Die Darstellung von Grenzflächen zwischen Knochen- und Weichteilgewebe ist in der Regel artefaktfrei.

Allerdings führt die Darstellung von Gefäßen mit der Kernspintomographie auch häufig zur Überschätzung des Stenosegrades. Zusätzlich ergibt sich ein weiterer Nachteil aus den flow-Effekten, welche durch langsamen flow in Grenzgebieten entstehen können oder durch „signal-dephasing“ aufgrund nicht kompensierter Bewegungsvorgänge. Turbulenzen an Gefäßabgängen oder hinter Stenosen können die korrekte Abbildung verfälschen. Die längere Untersuchungszeit als bei der CT-Angiographie ist zum Beispiel bei Intensivpatienten mit instabilen Kreislaufverhältnissen problematisch (Löw 2001). Auch die Untersuchung von beatmeten Patienten ist aufgrund der vielen "Fremdkörper" schwierig. Nicht zuletzt sind die Kosten einer MR-Tomographie um vieles höher, als die einer Computertomographie.

Im Vergleich zur Duplex-Sonographie ist die CTA weniger vom Untersucher abhängig, der Habitus des Patienten spielt keine so große Rolle. Außerdem wird das angrenzende Gewebe hinsichtlich weiterer pathologischer Befunde, wie z.B. das Vorliegen von Hämatom, Nekrosen oder Abszessen beurteilbar (Katyal 2000).

Schaffler et al. (2000) zeigten in einer Untersuchung an 25 Patienten, die sich einer OP aufgrund einer Verengung der Aorta unterziehen mussten, daß die CTA verglichen mit der herkömmlichen Angiographie mindestens gleichwertig ist. Die schnellere und weniger invasive Untersuchungstechnik kann die Angiographie bei postoperativen Kontrolluntersuchungen der Morphologie des betroffenen Gebietes ersetzen. CTA und MIP-Rekonstruktion zeigten sich sogar der Angiographie in der Erkennung von intramuralen Verkalkungen überlegen, welche die Stelle der ehemaligen Verengung als ein Gebiet mit erhöhtem Risiko für Arteriosklerose kennzeichneten. Die Autoren schlagen vor, die konventionelle Angiographie auf die Patienten zu begrenzen, die pathologische Befunde in der CTA aufzeigen, und wahrscheinlich eines operativen Eingriffs bedürfen (Schaffler 2000).

## 5.2 Schwierigkeiten und Grenzen in der Methodik der CT-Angiographie

Die Umsetzung unserer Resultate wird eingeschränkt durch die Unterschiede zwischen Phantom und Patienten. Das Phantom besitzt eine homogene Kontrastmittelverteilung in den Gefäßen und glatte Gefäßwände. Im Gegensatz dazu,

tragen Plaques und Thromben an natürlichen Gefäßwänden stark zur falschen Einschätzung von Gefäßen bei. Sehr kurze Stenosen, wie in dieser Studie gezeigt, werden schlechter visualisiert. Exzentrisch entstandene Stenosen, Wandverkalkungen, inhomogene Kontrastmittelverteilung oder die Aufhärtung des Strahlengangs durch die Nähe von knöchernen Strukturen können zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Außerdem ist das umgebende Gewebe beim Patienten bewegt und nicht homogen und führt dadurch eher zu Artefakten. Findet eine Bewegung in Richtung des Tischvorschubs statt, so verkürzt sich die Länge des Objekts. In der entgegengesetzten Richtung verlängert sich die Darstellung des Untersuchungsobjekts. Bei rhythmischen Bewegungen in Schichtrichtung (z.B. Atemexkursionen des Patienten) entstehen wellenartige Verzerrungen. Die Bewegungsartefakte erscheinen meist in Form von Streifen, die ihren Ausgangspunkt von dem bewegten Organ, z.B. den Rippen, nehmen. Innerhalb dieser Streifen und an ihren Kreuzungspunkten sind die dort gemessenen Absorptionswerte diagnostisch nicht verwertbar. Hier können pathologische Veränderungen vorgetäuscht werden. Mit möglichst kurzen Scan-Zeiten können Bewegungsartefakte somit reduziert werden.

Es bestehen jedoch zahlreiche Anwendungsgebiete für die CTA (Dillon 1993, Rubin 1993). Diese wurden bis jetzt nur zum Teil in ausführlichen Studien untersucht. Laut Koehler et al. (Advances in CT, Springer) kann die CTA als Methode der Wahl bei Verdacht auf Aortenaneurysmen und auch für Aortendissektion angesehen werden. In der Diagnostik von Aortendissektionen ist die Spiral-CT nicht nur in der Lage, das Vorhandensein einer Membran in der Aorta ascendens zu beweisen, sondern oft auch das Entry und das Reentry des falschen Lumens nachzuweisen und die Beteiligung der supraaortalen und viszerale Äste zu demonstrieren (Rubin 1995). Axiale Schichten und Sekundärrekonstruktionen sind dafür am geeignetsten. Diese Abbildungsvariante ist auch bei Verdacht auf Aortenaneurysma geeignet, obwohl hierfür 3D-Rekonstruktionen aufgrund ihrer besseren Darstellung von eventuellen akzessorischen Gefäßen oder Stenosen noch vorteilhafter sind. Mit Hilfe der CTA lassen sich die Lage viszeraler Gefäße zum Aneurysma klären und Thrombosierungsgrad und Wandverkalkungen erfassen (Prokop 1993). Im Gegensatz zur Angiographie gelingt mit der CTA zusätzlich die Darstellung des gefäßumgebenden Gewebes. Und für die Wahl der Operationstechnik ist es wichtig zu

wissen, ob eine perianeurysmale Entzündung besteht und inwieweit Äste der Aorta beteiligt sind (Errington 1997). Die CTA hat sehr großen Einfluß auf das weitere Vorgehen bei Patienten mit Aortenaneurysma, da anhand des Gefäßdurchmessers entschieden wird, ob eine elektive Operation vorgenommen wird oder nicht. Die momentane Empfehlung ist, Aneurysmen mit einem Durchmesser von  $\geq 5,5$  cm in der CTA elektiv zu operieren, da die Mortalität bei diesem elektiven Eingriff unter 3% liegt. Die Inzidenz der Ruptur des Aortenaneurysmas liegt bei einem Durchmesser von  $\geq 4$  cm immerhin bei 30%. Die Mortalität bei Ruptur liegt zwischen 50%-90% (Gaylis 1980).

Auch Seitenäste der Aorta lassen sich darstellen. Sekundäre Hypertension macht etwa 5 % aller Fälle von Hypertension bei Erwachsenen aus. Da die mögliche Ursache Nierenarterienstenose chirurgisch therapierbar ist, ist es notwendig, signifikante arterielle renale Stenosen zu erkennen oder auszuschließen. Nach einer Untersuchung von Galanski et al. (1995) können Stenosen der Aa.renales mit hoher Sensitivität und Spezifität beurteilt werden.

Die Anwendung der CTA bei Verdacht auf Dissektion der Carotis interna bietet den Vorteil, dass sie dort eine einfach durchzuführende Ergänzung der meist ohnehin ausgeführten kraniellen CT ist. Dissektionen stellen sich als exzentrische Lumeneinengungen, Wandverdickungen, sowie spitz auslaufende Verschmächtigungen (sog. tapering) in der 3D-Rekonstruktion dar. Laut einer Vergleichsstudie von Egelhof (1996) et al. beträgt die Sensitivität der CTA im Nachweis von akuten Carotis interna-Dissektionen 100%. Normale Gefäßverläufe und Stenosen der Carotiden werden mit der CTA im Vergleich mit der konventionellen Angiographie ebenfalls sehr gut dargestellt. Nach Cumming et al. (1994) kann die CTA mit 3D und multiplanarer Rekonstruktion die Morphologie und Plaques besser darstellen und zeigt kalzifizierte Läsionen, die in der konventionellen Angiographie nicht sichtbar sind. Die kürzere Untersuchungszeit und die klare Erkennung des Arterienkalibers in Stenosen birgt relevante Vorteile gegenüber der MR-Angiographie (MRA) (Marks 1993). Im Vergleich der CTA mit MRA und transkraniellm Doppler hinsichtlich der Erkennung von Stenosen der A. cerebri media zeigt sich, daß in der CTA nachweisbare Lumenreduktionen mit hoher Sicherheit reale Stenosen bzw. Minderperfusionen repräsentieren (Lehmann 1996). Es gibt allerdings auch Veröffentlichungen, welche die CTA in der Darstellung der Karotiden noch nicht als

adequaten Ersatz für die selektive Katheterangiographie sehen (Link 1995). Der Nachweis zerebraler Sinus- und Venenthrombosen erfolgt laut Hagen (1996) et al. mit der CTA so zuverlässig, daß auf die Angiographie in digitaler Subtraktionstechnik verzichtet werden kann. Axiale Schnitte und multiplanare Rekonstruktionen zeigen Füllungsdefekte oder ein "Empty-delta-Zeichen". Durch angepaßte spezielle Schnittführungen lassen sich Thromben im gesamten Verlauf darstellen. Außerdem verkürzt sich die Dauer der Diagnostik, da die CTA unmittelbar an die native Standard CT-Untersuchung angeschlossen wird. Die CTA hat im Gebiet der Neuroradiologie sehr unangenehme und invasive Untersuchungsmethoden, wie zum Beispiel die Myelographie und Pneumenzephalographie ersetzen können. Die Beurteilung postoperativer koronarer Bypasses gelingt auch mit der Spiral-CT. Die Unterscheidung zwischen offenem und verschlossenem aortokoronaren Venen-Bypass ist möglich. Eine Beurteilung arterieller Bypasses sowie sequenzieller Venen-Bypasses ist jedoch nicht mit gleicher Sicherheit zu vollziehen, weil sie durch artifizielle Stenosierungen beeinträchtigt sein können (Huppert 1995). Derzeit kann die CT die Angiographie in diesem Gebiet noch nicht ersetzen, da eine Beurteilung von Bypassstenosen und der Insertionsstelle des Bypass auf das Nativgefäß noch nicht ausreichend möglich ist (v. Smekal 1997).

Die CTA ist von großer Bedeutung für die Untersuchung des Thorax, da intravenöse Kontrastmittelgabe die Unterscheidung zwischen normalen Strukturen, wie mediastinalen Blutgefäßen und pathologischen Prozessen, wie Gewebewucherungen oder Aneurysmen ermöglicht. Für die genaue Differenzierung zwischen Lymphknoten und normalen Arterien und Venen im Hilum, für die Demonstration von arteriellem und venösem "encasement" oder der Detektion intravaskulärer Tumore (z.B. Angiosarkome der Pulmonalarterien) ist die Gabe von Kontrastmittel essentiell (Costello 1992). Spiral-CTA ist eine genaue Methode zur Aufdeckung und zum Ausschluß von Pulmonalarterien bis zu den Segmentarterien (v. Rossum 1996). Mögliche weitere Einsatzgebiete der CT-Angiographie wie z.B. die Darstellung von Gefäßen der unteren Extremitäten als Alternative zur Angiographie werden noch untersucht (Lawrence 1995).

Einen Schritt invasiver durch die Punktion eines arteriellen Gefäßes, allerdings einfacher durchzuführen als die konventionelle Angiographie ermöglicht die CTA die Lokalisation von gastrointestinalen Blutungen (Ettore 1997). Dazu wird ein Katheter

zum Truncus coeliacus vorgeschoben und Kontrastmittel appliziert. Hämorrhagien zeigen sich in Form von extravasalen Kontrastmittelansammlungen im intestinalen Lumen.

Bei Gefäßen, wie z. B. die Arteria mesenterica die sogar nur in einem kleinen Winkel zur Scan Ebene stehen empfiehlt sich die Anwendung von kleineren Schichtdicken, geringem Tischvorschub und dem feineren Rekonstruktionsalgorithmus slim (Reynolds 1998). Die Konsequenz ist allerdings eine Verminderung des Scanvolumens. Für die Abbildung dieser Gefäße ist jedoch in der Regel kein großes Scanvolumen notwendig, so daß die Diagnosefindung nicht beeinträchtigt wird. Für die CTA sprechen viele Vorteile, wie die kurze Untersuchungszeit, minimale Invasivität, beliebige Wahl der Projektionsrichtung, Darstellung umgebender Weichgewebe, breite Verfügbarkeit, minimaler Einfluss der Untersucher und einfache Durchführung und die gute Darstellbarkeit von Kalzifizierungen und metallischen Implantaten (Wever 2000). In der Zukunft werden neue Geräte wie der Mehrzeilendetektor die räumliche Auflösung in der z-Achse und die Aufnahmezeiten weiter verbessern (Huber 2001).

In dieser Arbeit wurden die Aufnahmeparameter untersucht, um eine Empfehlung für die Erstellung von CT-Bildern von kleineren Gefäßen zu geben. Dabei zeigt sich, daß die Schichtdicke den größten Einfluss auf die Abbildungsqualität der CTA (Luboldt 1999) einnimmt. Diese Reihe wird gefolgt von Tischvorschub pro Röhrenrotation, Rekonstruktionsinkrement und der intraluminalen Kontrastmitteldichte. Die Verminderung des Rekonstruktionsinkrement auf weniger als ein Drittel des Tischvorschubs oder die Anhebung der Röhrenspannung oder des Röhrenstroms über die Standardeinstellungen verbesserte die Delineation der Gefäße nicht. Die Anwendung von 3 mm Schichtdicke in Verbindung mit einem 180° Rekonstruktionsalgorithmus und 250 HU Kontrastdichte erreicht den besten Kompromiss zwischen Rauschen und Partialvolumenartefakten für hochauflösende CTA, welche in der Lage ist, Gefäße mit einem Durchmesser von 0,5 mm darzustellen. Wir stellen fest, daß akkurate Messungen nicht zu erwarten sind, wenn der reale Gefäßdurchmesser größer oder gleich zweimal der gewählten Pixelgröße ist. Zusammenfassend stellen wir fest, daß sich zur Durchführung von Screening-Untersuchungen der Carotiden oder Nierenarterien die Anwendung von 3 mm

Schichtdicke und ein pitch von 2 anstatt 5 mm Schichtdicke in Kombination mit einem pitch von 1 empfehlen, um sowohl Partialvolumeneffekt als auch Strahlenexposition des Patienten zu vermindern.



## 6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine neue Technik für die lückenlose computertomographische Erfassung von kompletten Gefäßabschnitten, die sogenannte Spiral-CT-Angiographie untersucht.

Bei dieser Technik rotiert das Aufnahmesystem mit konstanter Geschwindigkeit von 0,75 sec per 360°-Umlauf um das Untersuchungsobjekt, während dieses mit einer kontinuierlichen Geschwindigkeit von 1 mm/sec bis 20 mm/sec durch das Gerät bewegt wird. Dadurch kann ein Volumen von max. 130 cm Länge erfasst werden. Das notwendige Interpolationsverfahren zur Rekonstruktion von planaren Schichtbildern aus dem Spiraldatensatz bietet die Möglichkeit, die Schichtposition und den Schichtabstand der berechneten Transversalschicht im untersuchten Volumen retrospektiv zu bestimmen.

Um die Bildqualitätsparameter bei der Anwendung von 3D-Abbildungsverfahren (hier der Maximal-Intensitäts-Projektion) zu untersuchen, wurde ein spezielles Röntgengefäßphantom für CT-Geräte entwickelt.

Das Phantom besteht aus jeweils 5 langstreckigen (8 mm) und 5 kurzstreckigen (4 mm) Stenosen unterschiedlichen Grades. Die kontrastmitteldurchspülten Gefäße sind von Wasser umgeben und lassen sich in 10° Schritten im Winkel von 0° bis 90° verstellen. Die Hülle besteht aus Kunststoff (Petylen) und hat einen Durchmesser von 32 cm. Folgende Aufnahmeparameter wurden auf ihren Einfluß auf die Bildgebung untersucht:

- Schichtdicke (1 mm- 10 mm),
- Pitch (0.5- 2),
- Inkrement (0.3 mm -6.7 mm),
- Rekonstruktionsalgorithmus (180°, 360°),
- Röhrenspannung (80 kV- 140 kV),
- Röhrenstrom (200 mA- 240 mA),
- Winkelstellung der Gefäße im Phantom (0°- 90°),
- Kontrastmitteldichte (96 HU- 390 HU).

Transversale 3D-Reformationen von 214 Kombinationen wurden qualitativ anhand von Kantenschärfe, Erkennbarkeit und Klassifikation analysiert.

Die aus Spiraldatensätzen erstellten 3D-Rekonstruktionen bieten durch die Möglichkeit der überlappenden Schichtrekonstruktion auch bei größeren Schichtdicken eine hohe Detailgenauigkeit in sagitaler Richtung und sind frei von den aus konventioneller Schichtung bekannten Stufenartefakten. Die Steigerung der 3D-Bildqualität durch die Minimierung von Schichtdicke und Schichtabstand wurde mit dem Phantom aufgezeigt.

Um eine gute Darstellung sowohl lang-, wie auch kurzstreckiger Stenosen zu erzielen sind 3 mm Schichtdicke, ein Pitch von maximal 2, Rekonstruktionsalgorithmus  $180^\circ$  und Inkrement =  $1/3$  der Schichtdicke optimal. Aufnahmen mit 5 mm Schichtdicke, Pitch = 1, Rekonstruktionsalgorithmus  $180^\circ$  und Inkrement =  $1/3$  der Schichtdicke ergeben akzeptable Darstellung, die allerdings qualitativ unter der Parameterkombination mit 3 mm Kollimation liegen. Außerdem bedeutet ein pitch > 1 eine Reduktion der Strahlendosis um den Faktor  $1/p$ . Steigende Kontrastmittelkonzentrationen verbessern die Erkennbarkeit und die richtige Klassifizierung der Gefäßverengungen.

Dies kann v.a. beim axialen Gefäßverlauf, der erfahrungsgemäß schlechter darstellbar ist als implanter Gefäßverlauf genutzt werden.

Die Strahlenbelastung für den Patienten ist, im Vergleich mit der DSA durch die deutlich geringere maximale Dosis bei der Spiral-CT vermindert. Eine weitere Dosisreduktion ergibt sich durch die Vermeidung von Schichtwiederholungen aufgrund von Bewegungsartefakten, da in Apnoe untersucht werden kann. Die Aufnahmedauer einer Spirale liegt in der Regel nicht über 40 sec. Die Möglichkeit der überlappenden Rekonstruktion aus dem erhobenen Datensatz bietet den Vorteil, dass kleinere Strukturen erkannt werden können, ohne eine minimale Kollimation zu benutzen. Gegenüber der konventionellen Angiographie ist die Untersuchungsdauer deutlich verkürzt, das Verfahren weniger invasiv und eine Nachbeobachtung des Patienten ist im Regelfall nicht notwendig.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die CT-Angiographie eine wertvolle Alternative in der Gefäßdarstellung darstellt, weil retrospektive Betrachtungen von jedem willkürlichen Winkel erstellt werden können. Außerdem verfügt man zusätzlich über Informationen z.B. bezüglich der Anatomie außerhalb des Gefäßlumens.

## 7. Literatur

1. Bautz W., Strotzer M., Lenz M., Dittler H., Kalender W.  
Preoperative evaluation of the vessels of the upper abdomen with spiral CT  
Radiology 181: (P) 261 (1991)
2. Beregi J., Elkohen M., Deklunder G., Artaud D., Coullet J.M., Wattine L.  
Helical CT Angiography Compared with Arteriography in the Detection of Renal  
Artery Stenosis  
AJR 167: 495-501 (1996)
3. Bluemke D.A., Chambers T.P.  
Spiral CT Angiography: An Alternative to Conventional Angiography  
Radiology 195: 317-319 (1995)
4. Brink J.A.  
Technical aspects of helical (spiral) CT  
Radiologic Clinics of North America 33(5): 825-841 (1995)
5. Brink J.A., Lim J.T., Wang G., Heiken J.P., Deyoe L.A., Vannier M.W.  
Technical Optimization of Spiral CT for Depiction of Renal Artery Stenosis: In  
Vivo Analysis  
Radiology 194: 157-163 (1995)
6. Brink J.A., Heiken J.P., Balfe D.M., Sagel S.S., DiCroce J., Vannier M.W.  
Spiral CT: Decreased Spatial Resolution in Vivo Due to Broadening of Section-  
Sensitivity Profile  
Radiology 185: 469-474 (1992)
7. Costello P., Dupuy D.E., Ecker C.P., Tello R.  
Spiral CT of the Thorax with Reduced Volume of Contrast Material: A  
Comparative Study

Radiology 183: 663-666 (1992)

8. Cumming M.J., Morrow I.M.  
Carotid Artery Stenosis: A Prospective Comparison of CT Angiography and  
Conventional Angiography  
AJR 163: 517-523 (1994)
9. Diederichs C.G., Keating D.P., Glatting G., Oestmann J.W.  
Blurring of Vessels in Spiral CT Angiography: Effects of Collimation Width,  
Pitch, Viewing Plane, and Windowing in Maximum Intensity Projection  
Journal of Computer Assisted Tomography 20(6): 965-974
10. Dillon E.H., van Leeuwen M.S., Fernandez M.A., Mali W.P.T.M.  
Spiral CT Angiography  
JR 160: 1273-1278 (1993)
11. Dix J.E., Evans A.J., Kallmes D.F., Sobel A.H. Phillips C.D.  
Accuracy and Precision of CT Angiography in a Model of Carotid Artery  
Bifurcation Stenosis  
Am J Neuroradiology 18: 409-415 (1997)
12. Englmeier K.-H., Fink U., Haubner M., Becker C., Seemann M., Capeller W.,  
Reiser M.  
Ein Verfahren zur computergestützten, dreidimensionalen  
Subtraktionsangiographie mit Hilfe der Spiralröntgencomputertomographie  
Radiologe 36:360-364 (1996)
13. Egelhof T., Jansen O., Winter R., Sartor K.  
CT-Angiographie bei Dissektionen der A. carotis interna  
Radiologe 36: 850-854 (1996)
14. Errington M.L., Ferguson J.M., Gillespie I.N., Connell H.M., Ruckley C.V.,  
Wright A.R.

Complete Pre-Operative Imaging Assessment of Abdominal Aortic Aneurysm  
with Spiral CT Angiography

Clinical Radiology 52: 369-377 (1997)

15. Ettore G.C., Francioso G., Garribba A.P., Fracella M.R., Greco A., Farchi G.  
Helical CT Angiography in Gastrointestinal Bleeding of Obscure Origin  
AJR 168: 727-730 (1997)
16. Ferstl F.J., Barke A., Kunze S., Nilles A., Blum U., Langer M.  
Three Dimensional Spiral Computed Tomography Angiography of Head and  
Neck, Abdomen and Pelvis  
Investigative Radiology 29: 261-263 (1994)
17. Galanski M., Prokop M., Chavan A., Schaefer C.M., Jandeleit K.,  
Nischelsky J.E.  
Renal Arterial Stenoses: Spiral CT Angiography  
Radiology 189: 185-192 (1993)
18. Gaylis H., Kessler E.  
Ruptured aortic aneurysms  
Surgery 87: 300-305 (1980)
19. Gmeinwieser J., Wunderlich A., Herhardt M., Strotzer M.  
Dreidimensionale Rekonstruktion von atemverschieblichen Organen und  
Gefäßstrukturen aus Spiral-CT Datensätzen  
Röntgenpraxis 44: 2-8 (1991)
20. Gomes A.S., Lois J.F., Baker J.D., McGlade C.T., Bunnell D.H., Hartzman S.  
Acute Renal Dysfunction in High-Risk Patients after Angiography: Comparison  
of Ionic and Nonionic Contrast Media  
Radiology 170: 65-68 (1998)
21. Hagen T., Bartylla K., Waziri A., Schmitz B., Piepgras U.

Stellenwert der CT-Angiographie in der Diagnostik von zerebralen Sinus- und Venenthrombosen

Radiologe 36: 859-866 (1996)

22. Heiken J.P., Brink J.A., Vannier M.W.

Spiral (Helical) CT

Radiology 189: 647-656 (1993)

23. Heywang-Koebrunner S., Lommatzsch B., Fink U., Mayr B.

Comparison of spiral and conventional CT in the detection of pulmonary nodules

Radiology 185 (P): 131 (1992)

24. Hirschfelder H., Weber P.

Spiral-CT-A valuable tool for orthopedic examinations

Advances in CT II, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg: 63-68 (1992)

25. Van Hoe L., Baert A.L., Gryspeerdt S., Marchal G., Lacroix H., Wilms G., Mertens L.

Supra- and Juxtarenal Aneurysms of the Abdominal Aorta: Preoperative

Assesment with Thin-Section Spiral-CT

Radiology 198: 443-448 (1996)

26. Huber A., Matzko M., Wintersperger B.J., Reiser M.

Rekonstruktionsverfahren bei der Nachverarbeitung von CT- und MR-Angiographie der Aorta

Der Radiologe 41: 689-694 (2001)

27. Huppert P.E., Salehi-Gilani S., Duda S.H., Seboldt H., Claussen C.D.

Spiral-CT und CT-Angiographie nach koronarer Bypassoperation

Fortschr. Röntgenstr. 163,2: 119-126 (1995)

28. Huppert P.E., Moroff A., Niemeier R., Claussen C.D.

Small-Vessel Spiral CT Angiography: Experimental Evaluation of Acquisition

and Reconstruction Parameters  
Radiology (abstract) (1995)

29. Kaatee R., Beek F.J., Verschuyt E.J., vd Ven P.J., Beutler J.J., van Schaik J.P., Mali W.P.  
Atherosclerotic Renal Artery Stenosis: Ostial or Truncal?  
Radiology 199: 637-640 (1996)
30. Kalender W.A., Vock P., Polacin A., Soucek M.  
Spiral-CT: Eine neue Technik für Volumenaufnahmen  
I. Grundlagen und Methodik  
Röntgenpraxis 43: 323-330 (1990)
31. Kalender W.A., Sessler W., Klotz E., Vock P.  
Spiral Volumetric CT with Single-Breath-Hold Technique, Continuous Transport, and Continuous Scanner Rotation  
Radiology 176: 181-183 (1990)
32. Kalender W.A., Polacin A.  
Physical performance characteristics of spiral CT scanning  
Med.Phys. 18 (5): 910-915 (1991)
33. Kalender W.A., Wedding K., Polacin A., Prokop M., Schaefer-Prokop C., Galanski M.  
Grundlagen der Gefäßdarstellung mit Spiral-CT  
Akt. Radiol. 4: 287-297 (1994)
34. Katayama H., Yamaguchi K., Kozuka T., Takashima T., Seez P., Matsuura K.  
Adverse Reactions to Ionic and Nonionic Contrast Media  
Radiology 175: 621-628 (1990)
35. Katyal S., Oliver J.H., Buck D.G., Federle M.P.

Detection of Vascular Complications After Liver transplantation: Early Experience in Multislice CT Angiography with Volume Rendering  
AJR 175: 1735-1739 (2000)

36. Kopecky K.K., Gokhale H.S., Hawes D.R.  
Spiral CT angiography of the aorta  
Seminars in Ultrasound-CT-MR 17 (4): 304-315 (1994)
37. Kuszyk B.S., Heath D.G., Ney D.R., Bluemke D.A., Urban B.A., Chambers T.P., Fishman E.K.  
CT Angiography with Volume Rendering: Imaging Findings  
AJR 165: 445-448 (1995)
38. Lasser E.C., Lyon S.G., Berry C.C.  
Reports on Contrast Media Reactions: Analysis of Data from Reports to the U.S. Food and Drug Administration  
Radiology 203: 605-610 (1997)
39. Lawrence J.A., Ducksoo K., Stehling M.K., Rosen M.P., Raptopoulos V.  
Lower Extremity Spiral CT Angiography versus Catheter Angiography  
Radiology 194: 903-908 (1995)
40. Lehmann K.J., Neff K.W., Ries S., Sommer A., Steinke W., Georgi M.  
Spiral-CT-Angiographie von Stenosen der A.cerebri media  
Radiologe 36: 845-849 (1996)
41. Link J., Müller-Hülsbeck S., Brossmann J., Grabener M., Voss C., Heller M.  
Erste Ergebnisse der Spiral-CT-Angiographie beim Nachweis von Stenosen der A.carotis  
Fortschr. Röntgenstr. 162,3: 204-208 (1995)
42. Löw R., Düber C., Kreitner K.-F., Blum J., Rommens P.M., Schweden F.,



Thelen M.

Radiologische Diagnostik polytraumatisierter Patienten

Dt. Ärzteblatt 98:A 1744-1750 (2001)

43. Luboldt W., Weber R., Seemann M., Desantis M., Reiser M  
Influence of Helical CT Parameters on Spatial Resolution in CT Angiography  
Performed with a Subsecond Scanner  
Investigative Radiology 34: 421-426 (1999)
44. Marks M.P., Napel S., Jordan J.E., Enzmann D.R.  
Diagnosis of Carotid Artery Disease: Preliminary Experience with Maximum-  
Intensity-Projection Spiral CT Angiography  
AJR 160: 1267-1271 (1993)
45. Napel S., Marks M.P., Rubin G.D., Dake M.D., McDonnell C.H., Song S.M.,  
Enzman D.R., Jeffrey R.B.  
CT Angiography with Spiral CT and Maximum-Intensity-Projection  
Radiology 185: 607-610 (1992)
46. Napel S., Rubin G.D., Jeffrey R.B.  
STS-MIP: A New Reconstruction Technique for CT of the Chest  
Journal of Computer Assisted Tomography 17 (5): 832-838 (1993)
47. Polacin A., Kalender W.A., Marchal G.  
Evaluation of Section Sensitivity Profiles and Image Noise in Spiral CT  
Radiology 185: 29-35 (1992)
48. Prokop M., Schaefer C., Kalender W.A., Polacin A., Galanski M.  
Gefäßdarstellungen mit Spiral-CT  
Radiologe 33: 694-704 (1993)
49. Puskas Z., Schuierer G.

Kreislaufzeitbestimmung zur Optimierung der Kontrastmittelapplikation bei der  
CT- Angiographie

Radiologe 36: 750-757 (1996)

50. Remy-Jardin M., Remy J., Wattinne L., Giraud F.  
Central Pulmonary Thrombembolism: Diagnosis with Spiral Volumetric CT with  
Single-Breath-Hold Technique--Comparison with Pulmonary Angiography  
Radiology 185: 381-387 (1992)
51. Reynolds D.M., Hazle J.D., Johnston D.A., Charnsangavej C.  
Evaluation of helical computed tomography scan parameters for vascular imaging  
Medical Physics 25(2): 176-182 (1998)
52. van Rossum A.B., Pattynama P.M.T., Tijn A. Ton E.R., Treurniet F.E.,  
Arndt J-W., van Eck B., Kieft G.J.  
Pulmonary Embolism: Validation of Spiral CT Angiography in 149 Patients  
Radiology 201: 467-470 (1996)
53. Rubin G.D., Dake M.D., Semba C.P.  
Current Status of Threedimensional Spiral CT Scanning for Imaging the  
Vasculature  
Radiologic Clinics of North America 33: 51-70 (1995)
54. Rubin G.D., Dake M.D., Napel S., McDonnel C.H., Jeffrey R.B.  
Three-dimensional Spiral CT Angiography of the Abdomen: Initial Clinical  
Experience  
Radiology 186: 147-152 (1993)
55. Rubin G.D., Dake M.D., Napel S., Jeffrey R.B., McDonnel C.H., Sommer F.G.,  
Wexler L., Williams D.M.  
Spiral CT of Renal Artery Stenosis: Comparison of Three-dimensional Rendering  
Techniques  
Radiology 190: 181-189 (1994)

56. Rubin G.D., Walker P.J., Dake M.D., Napel S., Jeffrey R.B., McDonnel C.H., Mitchell R.S., Miller D.C.  
Three-dimensional spiral computed tomographic angiography: An alternative imaging modality for the abdominal aorta and its branches  
Journal of Vascular Surgery 18 (4): 656-664 (1993)
  
57. Schaffler G.J., Sorantin E., Groell R., Gamillscheg A., Maier E., Schoellnast H., Fotter R.  
Helical CT Angiography with Maximum Intensity Projection in the Assesment of Aortic Coarctation After Surgery  
AJR 175: 1041-1045 (2000)
  
58. von Smekal A., Knez A., Seelos K.C., Haberl R., Spiegl F., Reichart B., Steinbeck G., Reiser M.  
Vergleich von ultraschneller Computertomographie, Magnetresonanzangiographie und selektiver Angiographie zum Nachweis der Durchgängigkeit koronarer Bypasses  
Fortschr. Röntgenstr. 166,3: 185-191 (1997)
  
59. Speck U.  
Kontrastmittel - Übersicht, Anwendung, pharmazeutische Aspekte  
Springer - Verlag, 3.Auflage 1991
  
60. Steele H.R., Temperton D.H.  
Technical note: Patient doses received during digital subtraction angiography  
The British Journal of Radiology 16: 452-456 (1993)
  
61. Stehling M.K., Lawrence J.A., Weintraub J.L., Raptopoulos V.  
CT Angiography: Expanded Clinical Applications  
AJR 163: 947-955 (1994)
  
62. Sueyoshi E., Sakamoto I., Hayashi K.  
Aortic Aneurysms in Patients with Takayasu's Arteritis: CT Evaluation

AJR 175: 1727-1733 (2000)

63. Urban B.A., Fishman E.K., Kuhlman J.E., Kawashima A., Hennessey J.G., Siegelman S.S.  
Detection of Focal Hepatic Lesions with Spiral CT: Comparison of 4- and 8-mm Interscan Spacing  
AJR 160: 783-785 (1993)
64. Wever J.J., Blankensteijn J.D., van Rijn J.C., Broeders I.A.M.J., Eikelboom B.C., Mali W.P.Th.M.  
Inter- and Intraobserver Variability of CT Measurements Obtained After Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms  
AJR 175: 1279-1282 (2000)
65. Wittenberg G., Kenn W., Tschammler A., Sandstede J., Hahn D.  
Spiral CT angiography of renal arteries: comparison with angiography  
European Radiology 9: 546-551 (1999)
66. Wunderlich A., Lenz M., Gmeinwieser J., Gerhardt P.  
Color coded three dimensional reconstruction of abdominal organs and vessels  
Radiology 181 (P): 308 (1991)
67. Wunsch C., Richter G.M., Hansmann J., Nöldge G., Kauffmann G.W.  
CT-Angiographie zur nichtinvasiven Kontrolle der Offenheit des TIPSS  
Der Radiologe 11: 958-966 (1998)
68. Zeman R.K., Silverman P.M., Vieco P.T., Costello P.  
CT Angiography  
AJR 165: 1079-1088 (1995)

## **8. Abbildungsverzeichnis**

Abb.1: Aufnahmeprinzip der Spiral-CT

Abb. 2: Aa. iliacae mit Stenosierungen

Abb. 3: Abbildung der Hirnstammgefäße

Abb. 4: Das Flow-Phantom

Abb. 5: Variation der Röhrenspannung

Abb. 6: Variation des Interpolationsalgorithmus

Abb. 7: Variation des Tischvorschub

Abb. 8: Variation der Schichtdicke

Abb. 9: Variation der Kontrastmitteldichte

Abb. 10: Variation der Winkelstellung der Gefäße

## **9. Tabellenverzeichnis und Ergebnistabellen**

Tab. 1: Liste aller Stenosen im Gefäßphantom

Tab. 2: Effektive Schichtdicke in Abhängigkeit von der Vorschubgeschwindigkeit bei nomineller Schichtdicke 10 mm

Tab.3: Diagnose und korrekte Klassifikation der Stenosen

Tab. 4: Einteilung der Untersuchungsprotokolle nach Bildqualität (Kantenschärfe und Auflösung)

Tab. 5: Klassifizierung der langstreckigen Stenosen

Tab. 6: Klassifizierung der kurzstreckigen Stenosen

## Ergebnistabellen

Tabelle 4

Einteilung der Untersuchungsprotokolle nach Bildqualität (Kantenschärfe und Auflösung)

I optimal beurteilbar

II gerade noch, mit Einschränkungen beurteilbar

III nicht beurteilbar

Schichtdicke: mm  
Tischvorschub: mm/sec  
Inkrement mm  
Röhrenspannung: kV  
Röhrenstrom: mA  
Rekonstruktionsalgorithmus: wide (w), slim (s)

schicht.	tischvor.	inkrement	spannung	strom	algorithm.		lang- streckig	kurz- streckig
1	1	0,3	120	230	w		III	III
1	1	0,3	120	230	slim		II	III
1	1	1	120	230	w		III	III
1	1,5	0,5	120	230	w		II	II
1	1,5	1	120	230	w		II	III
1	2	0,7	120	230	w		II	II
1	2	1	120	230	w		III	III
1	1	0,3	140	230	w		II	III
1	1,5	0,5	140	230	w		III	III
2	2	0,7	120	230	w		I	III
2	2	0,7	120	230	slim		I	II
2	2	1	120	230	w		I	II
2	3	1	120	230	w		I	II
2	4	1,3	120	230	w		II	III
2	4	1,3	120	230	slim		II	III
2	2	0,7	140	230	w		I	II
2	2	1	140	230	w		I	II
2	3	1	140	230	w		I	III
2	4	1,3	140	230	w		II	III
3	3	1	80	230	w		III	I
3	4,5	1,5	80	230	w		II	II
3	6	1	80	230	w		III	II
3	6	2	80	230	w		III	III
3	1,5	0,5	120	230	w		I	I
3	1,5	0,5	120	230	s		I	I
3	3	1	120	230	w		I	I
3	3	1	120	230	s		I	I

3	4,5	1	120	230	w		I	I
3	4,5	1	120	230	s		I	I
3	4,5	1,5	120	230	w		II	I
3	4,5	1,5	120	230	s		I	I
3	6	1	120	230	w		I	II
3	6	1	120	230	s		I	I
3	6	2	120	230	w		II	II
3	6	2	120	230	s		I	I
3	3	1	140	200	w		I	II
3	3	1	140	230	w		I	I
3	4,5	1	140	200	w		I	II
3	4,5	1	140	230	w		I	I
3	4,5	1,5	140	230	w		I	I
3	6	2	140	200	w		II	III
3	6	2	140	230	w		I	II
5	5	1	80	230	w		I	II
5	5	1	80	250	w		II	II
5	5	1,7	80	230	w		I	I
5	7,5	1,7	80	250	w		II	II
5	7,5	2,5	80	230	w		I	III
5	10	1	80	230	w		III	III
5	10	3,3	80	230	w		III	III
5	2,5	0,8	120	230	w		I	I
5	2,5	0,8	120	230	s		I	I
5	5	1	120	230	w		I	I
5	5	1	120	230	s		I	I
5	5	1,7	120	200	w		II	I
5	5	1,7	120	230	w		I	II
5	5	1,7	120	230	s		I	I
5	7,5	1	120	230	w		I	I
5	7,5	1	120	230	s		I	I
5	7,5	2,5	120	200	w		II	II
5	7,5	2,5	120	230	w		II	I
5	7,5	2,5	120	230	s		I	I
5	10	1	120	230	w		II	II
5	10	1	120	230	s		I	I
5	10	3,3	120	230	w		II	I
5	10	3,3	120	230	s		I	I
5	5	1	140	230	w		I	I
5	5	1,7	140	230	w		I	I
5	7,5	1	140	230	w		I	I
5	10	1	140	230	w		I	II
5	10	3,3	140	230	w		I	II
8	8	2,7	80	230	w		I	III
8	12	4	80	230	w		II	III
8	8	2,7	120	230	w		I	III
8	12	4	120	230	w		I	III
8	16	5,3	120	230	w		I	III



8	8	2,7	140	230	w		I	III
8	12	4	140	230	w		I	III
8	16	5,3	140	230	w		I	III
10	10	3,3	120	230	w		I	III
10	15	5	120	230	w		I	III
10	20	6,7	120	230	w		I	III
10	10	3,3	140	230	w		I	III
10	15	5	140	230	w		I	III

Tabelle 5

Untersuchungsprotokolle der langstreckigen Gefäßverengungen mit den Ergebnissen der Klassifizierung in Stenosierungsgrade

Grad 0: keine Stenose

Grad 1: < 50 %

Grad 2: 50 % bis 79 %

Grad 3: 80 % bis 99%

Grad 4: Okklusion.

Schichtdicke: mm

Tischvorschub: mm/sec

Inkrement: mm

Röhrenspannung: kV

Röhrenstrom: mA

Rekonstruktionsalgorithmus: wide, slim

### langstreckige Stenosen

schicht.	tischvor.	inkre- ment	span- nung	stärke	algorithm.	0,5 mm	1mm	2mm	3mm	4mm
1	1	0,3	120	230	wide	4	3	3	2	2
1	1	0,3	120	230	slim	3	3	3	2	2
1	1	1	120	230	wide	4	3	2	2	1
1	1,5	0,5	120	230	wide	3	3	2	2	2
1	1,5	1	120	230	wide	4	3	3	3	1
1	2	0,7	120	230	wide	4	3	3	2	1
1	2	1	120	230	wide	4	3	3	3	2
1	1	0,3	140	230	wide	4	4	2	2	2
1	1,5	0,5	140	230	wide	4	3	3	2	2
2	2	0,7	120	230	wide	4	3	3	2	1
2	2	0,7	120	230	slim	3	3	2	2	1
2	2	1	120	230	wide	4	3	2	2	1
2	3	1	120	230	wide	3	3	2	1	1
2	4	1,3	120	230	wide	4	3	3	2	1
2	4	1,3	120	230	slim	3	3	3	2	1
2	2	0,7	140	230	wide	4	3	2	1	1
2	2	1	140	230	wide	3	3	3	2	2
2	3	1	140	230	wide	3	3	3	2	1
2	4	1,3	140	230	wide	3	2	3	1	2
3	3	1	80	230	w	4	3	3	1	1
3	4,5	1,5	80	230	w	4	2	3	1	1
3	6	1	80	230	w	4	3	2	3	1
3	6	2	80	230	w	4	2	2	3	1
3	1,5	0,5	120	230	w	3	3	2	2	2
3	1,5	0,5	120	230	s	3	3	3	2	1
3	3	1	120	230	w	3	3	3	2	1
3	3	1	120	230	s	3	3	2	2	1
3	4,5	1	120	230	w	3	3	3	2	2
3	4,5	1	120	230	s	3	3	2	2	1
3	4,5	1,5	120	230	w	3	3	3	2	1
3	4,5	1,5	120	230	s	3	3	2	2	1
3	6	1	120	230	w	4	3	2	1	1
3	6	1	120	230	s	3	3	2	1	1

3	6	2	120	230	w	3	3	2	2	1
3	6	2	120	230	s	3	3	3	2	1
3	3	1	140	200	w	3	3	3	2	2
3	3	1	140	230	w	3	3	3	2	1
3	4,5	1	140	200	w	4	3	3	2	1
3	4,5	1	140	230	w	3	3	2	2	1
3	4,5	1,5	140	230	w	3	3	2	1	2
3	6	2	140	200	w	3	2	3	2	1
3	6	2	140	230	w	3	3	2	2	1
5	5	1	80	230	w	3	3	2	1	1
5	5	1	80	250	w	3	3	2	2	1
5	5	1,7	80	230	w	3	3	2	1	2
5	5	1,7	80	250	w	4	3	3	2	2
5	7,5	2,5	80	230	w	4	2	3	3	2
5	10	1	80	230	w	4	2	3	3	2
5	10	3,3	80	230	w	4	3	3	2	1
5	2,5	0,8	120	230	w	3	2	2	2	2
5	2,5	0,8	120	230	s	3	3	3	2	1
5	5	1	120	230	w	3	3	3	2	1
5	5	1	120	230	s	3	3	2	2	1
5	5	1,7	120	200	w	3	3	3	2	1
5	5	1,7	120	230	w	3	3	3	2	2
5	5	1,7	120	230	s	3	3	2	2	1
5	7,5	1	120	230	w	3	3	3	2	1
5	7,5	1	120	230	s	3	3	3	2	1
5	7,5	2,5	120	200	w	3	2	2	2	1
5	7,5	2,5	120	230	w	3	3	3	2	1
5	7,5	2,5	120	230	s	3	3	2	2	1
5	10	1	120	230	w	3	3	2	2	2
5	10	1	120	230	s	3	3	2	2	1
5	10	3,3	120	230	w	4	3	2	2	1
5	10	3,3	120	230	s	3	3	3	2	1
5	5	1	140	230	w	2	2	2	1	1
5	5	1,7	140	230	w	3	2	2	2	1
5	7,5	1	140	230	w	3	3	3	2	1
5	10	1	140	230	w	3	3	2	2	1
5	10	3,3	140	230	w	3	3	2	2	1
8	8	2,7	80	230	w	3	3	3	2	2
8	12	4	80	230	w	4	3	2	3	1
8	8	2,7	120	230	w	3	3	3	2	1
8	12	4	120	230	w	3	3	2	2	1
8	16	5,3	120	230	w	3	2	2	2	2
8	8	2,7	140	230	w	3	3	2	2	1
8	12	4	140	230	w	3	3	2	2	1
8	16	5,3	140	230	w	3	3	3	2	2
10	10	3,3	120	230	w	3	3	1	1	0
10	15	5	120	230	w	2	2	3	1	1

10	20	6,7	120	230	w	3	3	2	0	0
10	10	3,3	140	230	w	3	3	2	2	0
10	15	5	140	230	w	3	2	3	1	1

Tabelle 6

Untersuchungsprotokolle der kurzstreckigen Gefäßverengungen mit den Ergebnissen der Klassifizierung in Stenosegrade

Grad 0: keine Stenose  
 Grad 1: < 50 %  
 Grad 2: 50 % bis 79 %  
 Grad 3: 80 % bis 99 %  
 Grad 4: Okklusion.

Schichtdicke: mm  
 Tischvorschub: mm/sec  
 Inkrement: mm  
 Röhrenspannung: kV  
 Röhrenstrom: mA  
 Rekonstruktionsalgorithmus: wide, slim

#### kurzstreckige Stenosen

schicht.	tischvor.	inkrement	spannung	stärke	algorithm.	0,5m m	1mm	2mm	3mm	4mm
1	1	0,3	120	230	w	4	3	3	3	3
1	1	0,3	120	230	slim	4	3	3	2	1
1	1	1	120	230	w	4	3	2	2	2
1	1,5	0,5	120	230	w	4	3	2	2	2
1	1,5	1	120	230	w	4	2	3	3	1
1	2	0,7	120	230	w	3	3	3	2	2
1	2	1	120	230	w	4	3	3	3	2
1	1	0,3	140	230	w	4	3	2	2	2
1	1,5	0,5	140	230	w	4	3	3	2	2
2	2	0,7	120	230	w	3	2	2	2	1
2	2	0,7	120	230	slim	3	3	2	1	1
2	2	1	120	230	w	3	3	2	2	1
2	3	1	120	230	w	4	2	2	1	1
2	4	1,3	120	230	w	4	3	1	2	0
2	4	1,3	120	230	slim	3	3	2	2	1
2	2	0,7	140	230	w	3	3	2	1	1
2	2	1	140	230	w	4	3	2	3	2
2	3	1	140	230	w	2	3	3	2	1
2	4	1,3	140	230	w	3	2	3	3	2
3	3	1	80	230	w	4	3	3	1	1
3	4,5	1,5	80	230	w	3	2	2	1	0
3	6	1	80	230	w	3	0	0	3	1
3	6	2	80	230	w	4	2	2	3	1
3	1,5	0,5	120	230	w	4	3	2	2	2
3	1,5	0,5	120	230	s	4	3	3	2	3
3	3	1	120	230	w	3	3	3	2	1
3	3	1	120	230	s	3	3	2	2	1
3	4,5	1	120	230	w	3	3	3	2	2
3	4,5	1	120	230	s	3	3	2	2	1
3	4,5	1,5	120	230	w	3	3	3	2	1
3	4,5	1,5	120	230	s	3	3	2	2	1
3	6	1	120	230	w	4	3	2	1	0
3	6	1	120	230	s	3	3	2	2	1

3	6	2	120	230	w	2	3	2	2	1
3	6	2	120	230	s	3	3	2	2	1
3	3	1	140	200	w	3	3	3	2	2
3	3	1	140	230	w	4	3	3	2	2
3	4,5	1	140	200	w	3	2	3	2	1
3	4,5	1	140	230	w	3	3	2	2	1
3	4,5	1,5	140	230	w	3	2	2	1	2
3	6	2	140	200	w	2	2	3	2	1
3	6	2	140	230	w	2	2	2	1	0
5	5	1	80	230	w	1	3	2	1	1
5	5	1	80	250	w	3	3	2	2	1
5	5	1,7	80	230	w	2	3	2	1	2
5	5	1,7	80	250	w	3	4	2	3	2
5	7,5	2,5	80	230	w	4	4	4	3	4
5	10	1	80	230	w	1	4	3	4	4
5	10	3,3	80	230	w	4	4	4	4	4
5	2,5	0,8	120	230	w	2	2	3	1	1
5	2,5	0,8	120	230	s	3	3	2	2	1
5	5	1	120	230	w	2	3	3	2	1
5	5	1	120	230	s	3	3	3	2	1
5	5	1,7	120	200	w	3	2	3	2	0
5	5	1,7	120	230	w	3	3	3	2	2
5	5	1,7	120	230	s	3	3	2	2	1
5	7,5	1	120	230	w	0	0	1	0	0
5	7,5	1	120	230	s	2	3	3	2	1
5	7,5	2,5	120	200	w	0	2	2	2	2
5	7,5	2,5	120	230	w	0	2	3	2	0
5	7,5	2,5	120	230	s	3	3	3	2	2
5	10	1	120	230	w	0	0	0	0	0
5	10	1	120	230	s	3	2	3	2	1
5	10	3,3	120	230	w	0	0	0	0	0
5	10	3,3	120	230	s	2	3	2	2	2
5	5	1	140	230	w	2	2	1	1	0
5	5	1,7	140	230	w	3	2	2	2	1
5	7,5	1	140	230	w	0	0	0	0	0
5	10	1	140	230	w	0	0	0	0	0
5	10	3,3	140	230	w	0	0	0	0	0
8	8	2,7	80	230	w	0	0	0	0	0
8	12	4	80	230	w	0	0	0	0	0
8	8	2,7	120	230	w	0	1	0	0	0
8	12	4	120	230	w	0	0	0	0	0
8	16	5,3	120	230	w	0	0	0	0	0
8	8	2,7	140	230	w	0	0	0	0	0
8	12	4	140	230	w	0	0	0	0	0
8	16	5,3	140	230	w	0	0	0	0	0
10	10	3,3	120	230	w	0	0	0	1	0
10	15	5	120	230	w	0	0	0	0	0

10	20	6,7	120	230	w	0	0	0	0	0
10	10	3,3	140	230	w	0	0	0	0	0
10	15	5	140	230	w	0	0	0	0	0

## **10. Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. M. Reiser möchte ich für die Überlassung dieses für mich sehr interessanten Themas danken. Herrn PD Dr. med. T. Helmberger danke ich sehr für die kritische Durchsicht meines Manuskripts.

Desgleichen geht mein Dank an Dr. med. N. Holzknecht und Dr. med. M. Seemann für die Auswertungen der Gefäßaufnahmen.

Ein besonderer Dank gilt meiner Mutter und Bernt Wünschmann für die fortwährende Unterstützung.



## 11. Lebenslauf

Name, Vorname: Weber Regina Helena

Geburtsdatum, -ort: 28.06.72, Gräfelfing

Staatsangehörigkeit: Deutsch

1978-1982: Grundschule in Ebenhausen-Schäftlarn

1982-1991: Gymnasium in Icking mit Abschluss der allgemeinen Hochschulreife

ab WS 1991/92 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Sept.93 Physikum

März 95 1. Staatsexamen

April 97: 2. Staatsexamen

Nov.98: 3. Staatsexamen

vom 1.1.1999 bis 30.6.2000 Ärztin im Praktikum in der Klinik für Anästhesiologie im Klinikum Großhadern, davon ein Jahr auf der anästhesiologischen Intensivstation  
seit 1.7.2000 Assistentin der Klinik für Anästhesiologie im Klinikum Großhadern